

Aus der II. Medizinischen Klinik und Poliklinik
der Johannes-Gutenberg-Universität zu Mainz

Leitung: Professor Dr. med. P. Schölmerich

Das Verhalten einiger Herzfrequenzgrößen
in der frühen Erholungsphase nach körperlicher Belastung
unter verschiedenen Bedingungen

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Medizin
der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von

Walter Dmoch
aus Köln

Mainz 1977

1979
—



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552618_0084

Aus der II. Medizinischen Klinik und Poliklinik
der Johannes-Gutenberg-Universität zu Mainz

Leitung: Professor Dr. med. P. Schölmerich

Das Verhalten einiger Herzfrequenzgrößen
in der frühen Erholungsphase nach körperlicher Belastung
unter verschiedenen Bedingungen

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Medizin
der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von

Walter Dmoch
aus Köln

Mainz 1977



Fachbereichsdekan: Prof,

Fachbereichsdekan: Prof. Dr. E. Straub

1. Gutachter: Prof. Dr. F. H. Hertle

2. Gutachter: Prof. Dr. B.-K. Jüngst

3. Gutachter: Prof. Dr. H. Just

Tag der mündlichen Prüfung: 17.1.1979

Inhaltsverzeichnis

- 1 Einleitung
- 2 Methodik
 - 2.1 Apparative Verfahren
 - 2.1.1 Fahrradergometer
 - 2.1.2 Elektrokardiographische Registrierung und Frequenzmessung
 - 2.2 Untersuchte Personen
 - 2.3 Anordnung und Durchführung der Versuche
 - 2.3.1 Untersuchungsbedingungen
 - 2.3.2 Zeitlicher Versuchsablauf
 - 2.3.3 Kriterien des sogenannten relativen steady state
 - 2.3.4 Gemessene und berechnete Funktionsgrößen
 - 2.4 Statistische Verfahren
 - 2.5 Abkürzungen und Symbole
- 3 Ergebnisse
 - 3.1 Ruhephase (Basisfrequenzen)
 - 3.2 Arbeitsphase
 - 3.2.1 Steilheiten (des Frequenzanstieges)
 - 3.2.2 Pulszuwachs
 - 3.2.3 Korrelative Prüfungen
 - 3.3 Erholungsphase: Direkte und berechnete Frequenzwerte
 - 3.3.1 Frequenzmittelwerte
 - 3.3.1.1 Bedingung 1
 - 3.3.1.2 Bedingung 2
 - 3.3.1.3 Bedingung 3
 - 3.3.1.4 Bedingung 4
 - 3.3.2 Zeitkonstanten $t_{0,5}$ und $t_{0,63}$
 - 3.3.2.1 Untersuchungsgruppen der unverbundenen Stichprobe
 - 3.3.2.2 Untersuchungsgruppen der verbundenen Stichprobe
 - 3.3.3 Erholungspulssummen (EPS)
 - 3.4 Prüfung der Erholungsparameter auf Abhängigkeit vom Alter
 - 3.5 Prüfung der Erholungsparameter auf Abhängigkeit von der Körperposition

- 3.6 Formale Beschreibung einiger Charakteristika des Frequenzabfalls nach Belastung
 - 3.6.1 Erholungspulskurven bei jungen Probanden
 - 3.6.2 Erholungspulskurven bei alten Probanden
 - 3.6.3 Leistungsgleiche Frequenzkurven von alten und jungen Probanden
 - 3.6.4 Beispiele von Erholungspulskurven
- 4. Diskussion
 - 4.1 Untersuchungsbedingungen und Einflußgrößen
 - 4.2 Erholungspulssummen
 - 4.3 Steilheit des Frequenzabfalls in der frühen Erholungsphase (b_1)
 - 4.4 Zeitkonstanten
 - 4.5 Eigenarten der Erholungskurve und ihre mögliche Interpretation
 - 4.6 Zusammenfassung

Verzeichnis der Abbildungen

- Abb. 1 Durchschnittlicher Frequenzanstieg (Steilheit b o) während der Belastung.
- Abb. 2 Frequenzabfall in der Erholungsphase Gruppe B Bedingung 1
- Abb. 3 Frequenzabfall in der Erholungsphase Gruppe A Bedingung 1
- Abb. 4 Frequenzabfall in der Erholungsphase Gruppe B Bedingung 2
- Abb. 5 Frequenzabfall in der Erholungsphase Gruppe A Bedingung 2
- Abb. 6 Frequenzabfall in der Erholungsphase Gruppe B Bedingung 3
- Abb. 7 Frequenzabfall in der Erholungsphase Gruppe A Bedingung 3
- Abb. 8 Frequenzabfall in der Erholungsphase Gruppe B Bedingung 4
- Abb. 9 Frequenzabfall in der Erholungsphase Gruppe A Bedingung 4
- Abb. 10 Diagramm zur Verteilung der Halbwertszeiten in den einzelnen Belastungsstufen und Altersgruppen
- Abb. 11 Diagramm zur Verteilung der Zweidrittelwertszeiten ($T_{0,63}$) in den einzelnen Belastungsstufen und Altersgruppen
- Abb. 12 Diagramm zur Verteilung der Erholungspulssummen (EPS 1 - 3) in den verschiedenen Belastungsstufen und Altersgruppen
- Abb. 13 Frequenzverhalten nach Belastung unter 3 verschiedenen Bedingungen (Proband 10)
- Abb. 14 Frequenzverhalten nach Belastung bei 2 verschiedenen hohen Leistungen im Sitzen (Proband 18)
- Abb. 15 Frequenzabfall nach Belastung bei 3 verschiedenen Bedingungen (Liegen und Sitzen, Proband 31)

- Abb. 16 Frequenzabfall nach Belastung im Liegen und im Sitzen bei Proband 33
- Abb. 17 Frequenzabfall nach Belastung im Sitzen mit ca. 75 Watt x m² Körperoberfläche bei vier jungen Probanden (Bedingung 3)
- Abb. 18 Frequenzabfall nach Belastung im Sitzen mit ca. 75 Watt x m² Körperoberfläche bei vier alten Probanden (Bedingung 3)
- Abb. 19 Frequenzverhalten nach Belastung im Liegen Gegenüberstellung von Pulserholungskurven bei zwei jungen (2,20) und zwei alten Probanden (39,55)
- Abb. 20 Frequenzabfall nach Belastung im Liegen bei einem alten Probanden (Bedingung 1)
- Abb. 21 Frequenzabfall nach Belastung im Liegen (Bedingung 2)
- Abb. 22 Frequenzabfall nach Belastung im Sitzen (Bedingung 3)
- Abb. 23 Frequenzabfall nach Belastung im Liegen bei einem jungen Probanden (Bedingung 2)
- Abb. 24 Frequenzabfall bei einem jungen Probanden (Bedingung 3) mit stärkeren Frequenzschwankungen
- Abb. 25 Frequenzverhalten nach gewichtsbezogener Ergometerarbeit (Umzeichnung nach Dransfeld und Mellerowicz, 16)
- Abb. 26 Frequenzverhalten während und nach gewichtsbezogener Ergometerarbeit (Umzeichnung nach Dransfeld und Mellerowicz, 16)
- Abb. 27 Frequenzverhalten nach schwerer körperlicher Arbeit am Fahrradergometer (14140 m kg/p x Minute) Umzeichnung nach Christensen (13)

Verzeichnis der Tabellen

- Tabelle 1 a. Anthropometrische Daten der Gruppe B
Tabelle 1 b. Anthropometrische Daten der Gruppe A
Tabelle 2 Teilnahme am Versuch, Alter und Kennziffer der Probanden
Tabelle 3 Mittelwerte der Parameter in der Ruhephase für beide Altersgruppen
Tabelle 4 Mittelwerte der Leistung in der Arbeitsphase
a. Gruppe B
b. Gruppe A
c. Leistungsmittelwerte der Gruppen A und B für die verbundene Stichprobe
Tabelle 5 Mittelwerte der Parameter von Ruhe- und Arbeitsphase für vier Bedingungen
a. Gruppe B
b. Gruppe A
Tabelle 6 Belastungshöhe der einzelnen Probanden in den verschiedenen Stufen der Maximalbelastung
a. Gruppe B
b. Gruppe A
c. Leistungen in den Belastungsbedingungen 1 bis 4 für beide Probandengruppen
Tabelle 7 Mittelwerte und Standardabweichungen der Endfrequenzen und des Pulszuwachses
a. Verbundene Stichprobe alte Gruppe
b. Verbundene Stichprobe junge Gruppe
c. Unverbundene Stichprobe alte und junge Gruppe
Tabelle 8 Mittelwerte und Zeitkonstanten $t_{0,5}$ und $t_{0,63}$ (unverbundene Stichprobe)
Tabelle 9 Mittelwerte der Zeitkonstanten $t_{0,5}$ und $t_{0,63}$ (verbundene Stichprobe)
Tabelle 10 Durchschnittswerte zum Vergleich der Positionsabhängigkeit (Bedingung 2 und 3)
a. Unverbundene Stichprobe(A + B)
b. Verbundene Stichprobe (A + B)
Tabelle 11 Erholungspulssummen der Einzelminuten für vier verschiedene Bedingungen

- a. Bedingung 1
- b. Bedingung 2
- c. Bedingung 3
- d. Bedingung 4 (Gruppe B)

Tabelle 12 Erholungspulssummen der Einzelminuten

- a. Bedingung 1
- b. Bedingung 2
- c. Bedingung 3
- d. Bedingung 4 (Gruppe A)

Tabelle 13 Mittelwerte der Erholungspulssummen
EPS 1 bis 3

- a. Gruppe B Bedingung 1 bis 4
- b. Gruppe A Bedingung 1 bis 4

Tabelle 14 Mittelwerte der Erholungspulssummen EPS
1 bis 6

- a. Gruppe B Bedingung 1 bis 4
- b. Gruppe A Bedingung 1 bis 4

Tabelle 15 Korrelationskoeffizienten für die Beziehung
zwischen dem Alter und anderen Daten in der
gemischten Gruppe (A + B)

Tabelle 16 Berechnete und graphisch ermittelte Steil-
heiten in der Erholungsphase

1. Einleitung

In den vergangenen Jahren zielten zahlreiche Untersuchungen über kardiopulmonale Funktionsgrößen darauf ab, leistungsphysiologische Begriffe wie Kondition, Trainingszustand und Fitness, die sogenannte "physical working capacity" und Leistungsbereitschaft zu präzisieren. Beispiele für derartige Parameter sind die Sauerstoffaufnahme und das Herz-Minuten-Volumen, Basenüberschuß, arterielle Blutgaspartialdrücke, Herzfrequenz, Schlagvolumen und andere mehr.

Diese Größen lassen nicht nur eine Beurteilung gesunder bezüglich ihrer kardiopulmonalen Leistungsfähigkeit zu, sondern können auch in beschränktem Maße zur Abgrenzung krankhafter Zustände dienen (Åstrand 1958, Scholer und Mitarbeiter 1969, Koff und Mitarbeiter 1970). Es hat sich dabei erwartungsgemäß herausgestellt, daß für die Beurteilung der kardiopulmonalen Funktionen die Überprüfung dieser Parameter in Arbeitsversuch und der Erholungsphase zusätzliche Aussagen erlaubt. Dabei sind für die Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit zahlreiche Verfahren angegeben worden (Shepard 1966). Für die Beurteilung des Gaswechsels und der Kreislaufdynamik bei Gesunden und Kranken ist nicht nur die Messung während der Belastung, sondern auch während der Erholungsphase von Bedeutung.

Der Informationswert der Erholungsphase wird in der Literatur unterschiedlich eingeschätzt. Einige Autoren sehen sie als vernachlässigbar an und stützen sich allein auf Meßwerte der Arbeitsphase (Knehr und Mitarbeiter 1942, Taylor 1944).

Andere sehen Meßwerte der Erholungsphase als geeignet an, auf Parameter der Arbeitsphase zu schließen (Maxfield 1963, Shepard 1966, 1967).

Erst neuere Untersuchungen sehen die Erholungsphase nach körperlicher Belastung als Möglichkeit, zusätzliche Informationen über die körperliche Leistungsfähigkeit zu erhalten. (Andersen 1955, Cardus 1963, 1967,

Christensen 1931, Dransfeld 1957, Gupta 1959, Margaria 1956, Millahn 1968, Milic-Emili 1959, Müller 1954). Dabei gilt wie für die Arbeitsphase, daß exakte Ergebnisse nur durch fortlaufende Registrierung der entsprechenden Parameter zu erhalten sind.

Bezüglich des Verhaltens des Gaswechsels und verschiedener biochemischer Substrate (wie Milchsäure, Blutzucker, ATP u.a.) ist die Erholungsphase nach körperlicher Belastung ausgiebig untersucht (Lindhard 1923, Hill, Long, Lupton 1924, Simonson 1926, Liebenow 1927, Knehr 1941, Stegemann 1959, Scholer 1969 Cobb und Mitarbeiter 1969, Ulmer 1970).

Die Untersuchungen wurden zum Teil an wohltrainierten Sportlern, zum Teil an leistungsfähigen Schwerarbeitern durchgeführt. Dabei wurde die Beziehung zwischen beobachteten Stoffwechselveränderungen und der Herzleistung im Arbeitsversuch und der Erholungsphase beschrieben. Umgekehrt schloß man auch aus der Pulsfrequenz zu einem bestimmten Zeitpunkt der Erholung auf die Arbeitsfrequenzen oder den Sauerstoffverbrauch unter Belastung. Diese Untersuchungen wurden zum Teil an trainierten Sportlern, Soldaten nach Grundausbildung, teils auch an leistungsfähigen Schwerarbeitern, also durchweg an Gesunden vorgenommen. Sowohl Methoden als auch Ergebnisse dieser Untersuchungen lassen sich nur bedingt auf Untrainierte oder Kranke übertragen.

In der Erholungsphase nach dosierter ergometrischer Belastung mit unterschiedlichen Leistungen sind bisher metabolische Veränderungen, Kreislaufparameter, Frequenzwerte und Zeitkonstanten untersucht worden. Obwohl schon früh der Verlauf der Erholungspulskurve untersucht (Hill, Long, Lupton 1924) und der Nachweis eines Trainingsingseffekts auf den Erholungsverlauf geführt (Christensen 1931, Knehr 1942) worden war, sind die Meinungen über den Aussagewert der Erholungsfrequenzen in der Literatur geteilt. Taylor (1944) hält Frequenzwerte der Erholungsphase für wertlos zur Bestimmung der Leistungsfähigkeit.

Christensen (1931) mißt minütlich Pulsmittelwerte über je 30 Sekunden und setzt sie in Beziehung zur geleisteten Arbeit.

Andersen (1955) verfährt sehr einfach: Es werden während 30 Sekunden in der 2. Minute nach Belastungsende die Pulse gezählt. Das Ergebnis wird verdoppelt und Erholungspuls genannt.

Ähnlich verfährt Shepard (1955), indem er zur Prüfung der Leistungsfähigkeit den Puls während 30 Sekunden in der 4. Minute nach Belastungsende als "optimal" bezeichnet.

Später (Shepard 1967) schreibt er der Herzfrequenz zwischen einer halben und einer Minute nach Belastungsende einen besseren Aussagewert zu.

E.A. Müller (1951) hat die Erholungspulssumme (EPS) zur Leistungsfähigkeit in Beziehung gesetzt. Ähnlich auch Le Blanc (1957) Maxfield und Brouha (1963) unter Berücksichtigung des "total cardiac cost" (TCC), Gupta (1960) Koff und Mitarbeiter (1970) und Sieber (1971). Koff und Mitarbeiter stellen anhand der Herzfrequenz am Ende der ersten, zweiten, dritten und vierten Minute nach Belastung eine Klassifikation von Herzpatienten auf, deren Kriterium die Schnelligkeit der Erholungsvorgänge ist. Bereits Knehr (1942) beschreibt in der Erholungskurve 2 Frequenzbereiche, von denen der erste durch einen sehr steilen Frequenzabfall gekennzeichnet ist; ein Trainingseinfluß wird bestritten. Der sich anschließende 2. Bereich mit geringerer Steilheit ist dagegen durch Training beeinflussbar, so daß beim Trainierten hier die Herzfrequenzen niedriger liegen.

Genauere Herzfrequenzanalysen sind durch Dransfeld und Mellerowicz (1957) beschrieben, die viertelminütlich die Frequenz bestimmten und 2 Abschnitte unterschiedlicher Steilheit angeben.

Ebenso Margaria und Mitarbeiter (1956) die dazu betonen, daß die schnelle Phase mit steigender Leistung einen flacheren Verlauf nehme.

Milic-Emili (1959) zeichnet die Herzfrequenz kontinuierlich auf und unterscheidet insgesamt drei durch ihre Steilheit definierte Abschnitte, die er drei verschiedenen physiologischen Zuständen während der Erholung zuordnet. Die späte, sehr flache Phase des Frequenzabfalls nennt er "mathematically ill-defined". Zur genaueren Kennzeichnung des steilen Frequenzkurvenanteils der Erholungsphase schlägt er für Sauerstoffschuld und Herzfrequenz Halbwertszeiten vor; Diese Zeitkonstanten bezeichnen den Rückgang dieser Größen auf die Hälfte des Leistungszuwachses.

Nach Cardus (1963, 1967) läßt sich die Erholung mittels der Halbwertzeit ($T_{0,5}$) der Frequenzsteigerung und einer weiteren Zeitkonstanten beschreiben, die nahe dem Übergang vom steileren in den flacheren Kurvenanteil liegt und die den Zeitpunkt bezeichnet, "zu dem der Organismus zu 63% erholt ist", soweit es die Frequenzsteigerung betrifft. Er nennt diese "rein" aus dem formalen Kurvenverlauf abgeleitete Konstante $T_{0,63}$.

Millahn und Helke (1968) unterscheiden bei der Erholungspulskurve zwei durch ihre Steilheit definierte Abschnitte und ordnen diesen zwei verschiedene Restitutionskonstanten zu; die Erholungskurve wird nach ihrer Meinung aus zwei unterschiedlichen, überlagerten mathematischen Funktionen gebildet, die jeweils einen hämodynamischen und einen biochemischen Erholungsvorgang beschreiben.

Nach diesen sehr unterschiedlichen Bewertungen der Erholungsfunktion der Herzfrequenz und auch anderer Erholungsgrößen hielten wir es für berechtigt unter verschiedenen Leistungsbedingungen mehrere Erholungsfunktionen gleichzeitig zu untersuchen und nach ihrer korrelativen Verknüpfung zu fragen.

Wir stellten uns folgende Fragen:

1. Welche Frequenz- oder Zeitparameter eignen sich zur Beschreibung der Erholungsphase.
2. In welchem Ausmaß unterliegen diese Meßwerte einer Veränderung durch sogenannte Einflußgrößen? (Hertle, Habil-Schrift 1969.)

3. Läßt sich für das Frequenzverhalten in der Erholungsphase eine allgemeine mathematische Formulierung finden?
4. Gibt es Hinweise, die erlauben aus Erholungswerten Rückschlüsse auf Trainingszustand oder körperliche Leistungsfähigkeit zu ziehen?

2. Methodik

2.1 Apparative Verfahren

2.1.1 Fahrradergometer

Zur Durchführung der Ergometeruntersuchungen wird sowohl in liegender wie auch sitzender Körperposition belastet. Hierzu dient ein geeichtes, für liegende und sitzende Belastung geeignetes Fahrradergometer, bei dem der eingestellte Bremswiderstand von der Umdrehungszahl der Pedale weitgehend unabhängig bleibt. (Hersteller Fa. Lohde, Groningen) Der Meßfehler des Ergometers wird mit 1% angegeben.

Die Bremskraft des Ergometers wird in Watt gemessen und zu Beginn des Versuches auf die erforderliche Höhe eingestellt. Über ein elektrisches Tachometer kann die Umdrehungszahl vom Probanden kontrolliert werden, wobei auf eine Umdrehungszahl von 50 bis 60 in der Minute geachtet wird.

2.1.2 Elektrokardiografische Registrierung und Frequenzmessung

Zur Untersuchung werden stoffüberzogene, feuchte Metallelektroden an Extremitäten und Brustwand des Probanden angelegt. Die Elektroden sind mit gut handbreiten, in engen Abständen durchlochenden Gummigurten elastisch dicht am Thorax gehalten. Eine Behinderung der Atemexkursionen tritt nicht ein.

Nach Registrierung der Extremitäten- und Brustwandableitungen in Ruhe wird die differente (linke) Elektrode auf den Rücken (über einen Dornfortsatz), die indifferente (rechte) Elektrode auf die Stirn hochgezogen. Hierdurch werden keine für unsere Zwecke wesentlichen Veränderungen in der Aufzeichnung des Erregungsablaufs für die V-Ableitungen verursacht (Hertle, Abel, Heidl 1967).

Die Ruhefrequenz wird aus dem mehrfach geschriebenen Ekg bestimmt. Mit Hilfe eines handelsüblichen Ekg-Lineals werden mindestens zwanzig Aktionspotentiale ausgemessen (Mittelwertsbildung über je drei Aktionspotentiale).

Bei vorhandener respiratorischer Arrhythmie wird mehrfach über mindestens fünf Atemexkursionen geschrieben und aus den Werten der Durchschnitt errechnet. Während der Belastung wird in der zweiten Hälfte jeder Minute das Ekg aufgezeichnet und die Frequenz analog bestimmt. In der Erholungsphase wird das Ekg fortlaufend über sechs Minuten aufgezeichnet und bis zur zehnten Minute wie in der Ruhephase registriert. Wegen des raschen Frequenzabfalls in der frühen Erholungsphase wird hier mittels des Ekg-Lineals sehr dicht ausgemessen. Die angegebenen Frequenzwerte sind Mittelwerte aus Messungen von einer R-Zacke zur nächsten.

2.2 Untersuchte Personen

Bei den untersuchten 50 Personen handelt es sich um männliche Angehörige des Klinikums, Beamte der Bereitschaftspolizei, der Bundesbahn und der Bundespost. Alle verrichten beruflich keine regelmäßig schwerere körperliche Arbeit.

Die Auswahl der Teilnehmer erfolgt durch mündliche Bekanntgabe, teils fordern auch bereits Untersuchte ihre Bekannten auf, sich an dem als Fitness-Testprogramm bezeichneten Versuch zu beteiligen. Keiner der Probanden treibt zur Zeit der Untersuchung Leistungssport. Soweit dies früher der Fall gewesen ist, liegt die Zeit regelmäßigen Trainings mehr als ein Jahr zurück. Dennoch sind fast alle Personen in irgendeiner Weise sportlich aktiv. Als Betätigungen werden angegeben: Ein bis zweimal wöchentlich regelmäßiges Schwimmen über feste Distanzen, Hallenhandball, Korbball, (je zweimal wöchentlich mindestens 45 Minuten,) einmal wöchentlich Waldlauf über eine Stunde. In der älteren Gruppe überwiegen die Schwimmer und Handballer. Ein Proband (der Älteste) geht regelmäßig in der Mittagspause (fünfmal wöchentlich) eine Strecke von gut 7 km in einer Stunde zu Fuß. Einige der älteren Probanden sehen wöchentlich zweimal eine Stunde Gartenarbeit als Äquivalent für sportliche Betätigungen an. Sie werden als sportlich inaktiv bezeichnet. Keiner der Probanden ist im Fahrradfahren ungeübt.

Vor der Aufnahme ins Versuchsprogramm wird von jedem Probanden eine eingehende Gesundheitsanamnese erhoben. Nach Rauchgewohnheiten wird gefragt, jedoch nicht selektiert. Personen mit Herzbeschwerden in der Anamnese, mit klinischen Zeichen für Emphysem oder chronische Bronchitis scheiden aus. Beim Auftreten akuter Erkältungsinfekte werden die Teilnehmer erst dann wieder zum Programm zugelassen, wenn sie vier Wochen symptomfrei sind. Versuchsteilnehmer, die in Vorversuchen über Herzbeschwerden klagten oder auch ohne subjektive Erscheinungen

Rhythmusstörungen oder größere ST-Senkungen bekommen, scheiden aus dem Versuchsprogramm aus.

Alle Personen im Alter über 44 Jahren zählen zur Gruppe

A. Die Personen unter 35 Jahren rechnen zur Gruppe B.

Eine Übersicht über anthropometrische Daten gibt Tabelle 2 a und b.

2.3 Anordnung und Durchführung der Versuche

2.3.1 Untersuchungsbedingungen

Es werden Belastungsversuche unter verschiedenen Bedingungen durchgeführt, wobei Körperposition und Leistung variieren.

Bedingung 1: gewichtsäquivalente Belastung im Liegen (1 Watt pro Kilogramm Körpergewicht).

Bedingung 2: auf die Körperoberfläche bezogene Belastung im Liegen (75 Watt pro Quadratmeter Körperoberfläche).

Bedingung 3: wie Bedingung 2, jedoch im Sitzen.

Bedingung 4: Versuch einer Maximalbelastung im Sitzen, ausgehend von der Belastung wie 2 und 3 mit Steigerung um 25 Watt alle 2 Minuten.

Für Bedingung 4 können die Teilnehmer die Steigerung der letzten Stufe selbst wählen, um so in den Bereich der individuellen Maximalleistung zu kommen. Nach Borg und Linderholm (1967) erfolgt die Einschätzung der eigenen Leistungsfähigkeit bei stufenweiser Belastung mit guter Genauigkeit.

Die Reihenfolge der Versuche wird für Bedingung 1 bis 3 zufällig verteilt, die Maximalbelastung wird jedoch immer zuletzt durchgeführt. Eine Übersicht der Untersuchungen erlaubt folgendes Schema:

	1	2	3	4
Bedingung	(1 W/kg) Liegen	(75 W/m ²) Liegen	(75 W/m ²) Sitzen	(Maximal) Sitzen
Gruppe A (alt)	n = 12	n = 12	n = 26	n = 19
Gruppe B (jung)	n = 13	n = 20	n = 24	n = 23

Ursprünglich war die Versuchsanordnung für eine verbundene Stichprobe vorgesehen. Einige Probanden blieben zu den Versuchsterminen aus mangelnder Motivation oder anderen Gründen aus, so daß nur sechs der alten und elf der jungen Probanden alle Versuchsbedingungen erfüllen.

In Tabelle 1 a und b sind alle an den Untersuchungen beteiligten Probanden zusammengestellt. Tabelle 2 gibt eine Übersicht über die Teilnahme an den Versuchen.

2.3.2 Zeitlicher Versuchsablauf

Die Untersuchungen finden im Lungenfunktionslabor der Klinik statt. Dort herrschen Bedingungen, die den für Belastungsuntersuchungen im Rahmen der Funktionsdiagnostik anerkannten Kriterien entsprechen: Raumtemperatur zwischen 18° und 24° C bei einer relativen Feuchtigkeit unter 60%.

Vorphase: Nach Aufklärung über den Versuchsablauf wird der Proband aufgefordert, während des weiteren Ablaufs zu schweigen, insbesondere während der Erholungsphase. Alle Probanden tragen Sportkleidung (Turn- oder Badehose, leichte Turnschuhe). Ekg-Elektroden werden fixiert, die Blutdruckmanschette rutschfest angebracht. Bei sitzender Belastung nimmt der Proband in einem Liegestuhl neben dem Ergometer, bei liegender Belastung auf dem Ergometertisch Platz.

Während der Vorphase werden Blutdruck und Ruhepuls mehrfach bestimmt.

Belastungsphase: Nachdem der Proband die Arbeitshaltung auf dem Ergometer eingenommen hat (im Liegen werden die Füße mit Lederschlaufen an den Pedalen befestigt) beginnt er mit der Tretarbeit. Die Belastungshöhe wird bei einer Umdrehungszahl von 60 Umdrehungen in der Minute eingestellt. Das Ekg wird in der zweiten Hälfte jeder Minute geschrieben, in der letzten Belastungsminute fortlaufend aufgezeichnet.

Für eine andere Fragestellung wird in der letzten Minute aus dem hyperämisierten Chrläppchen Kapillarblut zur Bestimmung der Blutgaspartialdrücke entnommen.

Erholungsphase: Der Arbeitsversuch endet abrupt nach Ankündigung und Auszählen der letzten 10 Sekunden. Der Proband setzt sich sofort in den neben dem Ergometer stehenden Liegestuhl. Bei liegender Belastung nimmt er die Füße aus den Lederschlaufen der Pedale. Die Erholungsphase wird über 10 Minuten beobachtet, wobei das Ekg bis zur

sechsten Minute fortlaufend, und bis zur zehnten minütlich für je zwanzig Sekunden aufgezeichnet wird.

Eine Übersicht des Untersuchungsganges gibt das nachfolgende Schema.

Schema über den zeitlichen Versuchsablauf

Phase	Zeit (min)	Meßgrößen	Methode
Vorperiode (Ruhephase) Hochziehen der Elek- troden Adaptierung des Ergo- meters	ca. 25'	Blutdruckmessung 5 bis 8 mal Ekg Registrierg. Mehrfach je 10 Herzaktionen letzte Blutdruck- u.Ekg-Kontrolle	Riva-Rocci Abl.avR,I,II,III und V ₁ , (3), 4, 5, 6 wie oben wie oben
Belastungs- phase	8'	Minütliche Blut- druckwerte halbminütlich 30 Sek.Ekg- Schreiben Ab letzter Minute Ekg durchgehend registriert	Fahrradergometer liegend u.sitzend Ekg u.Blutdruck wie oben
Belastungsende			
Erholungsphase Bequeme Lage- rung Sprechverbot Ende der fortlaufd. Ekg Registrierung	6' 4'	Durchgehende Ekg- Registrierung minütlich Blut- druckwerte Ab 7. Min. Erholg. minütliche Ekg Registrierung	Blutdruck und Herzfrequenz wie oben

Versuchsende

2.3.3 Kriterien des sogenannten 'relativen steady state'

In den Belastungsbedingungen 1 bis 3 werden nur submaximale Leistungen gefordert. Verschiedene Meßwerte kommen hierbei in einen Bereich, der als 'relatives steady state' bezeichnet wird. Wie Lukin (1962) zeigte, werden verschiedene Meßgrößen nicht auf einem Niveau eingeregelt, sondern trotz gleichbleibender Leistung schwanken diese Werte (z.B. Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz) um einen fiktiven Wert des steady state. Wir definieren diesen Zustand für die Bedingungen 1 bis 3 mit folgenden Kriterien für Herzfrequenz und Blutdruck unter Belastung:

Während der insgesamt acht Minuten dauernden Belastung soll in den letzten vier Minuten die Herzfrequenz nicht mehr als vier Schläge in der Minute zunehmen. Für den Blutdruck werden diastolisch gleichbleibende Drucke gefordert, während der systolische Druck in der gleichen Zeit nicht mehr als 15 mm Hg ansteigen darf.

2.3.4 Gemessene und berechnete Funktionsgrößen

In Ruhe werden mehrfach Herzfrequenz und Blutdruck bestimmt. Der Mittelwert der Ruhefrequenzen dient als 'Basisfrequenz' (B_f) zur Berechnung des Pulszuwachses (ΔP) aus der Differenz zur Frequenz im relativen steady state (F_{st}).

Zeitkonstanten: Als Halbwertszeit $T_{0,5}$ wird die Zeit in der der Pulszuwachs auf die Hälfte abgefallen ist, angegeben.

Die von Cardus (1963, 1967) vorgeschlagene analoge Zeitkonstante $t_{0,63}$ wird ebenfalls bestimmt. Sie ist definiert als die Zeit in Sekunden in der die Pulssteigerung um 63% abgenommen hat.

Steilheiten werden von mindestens 4 Meßwerten berechnet. Der Frequenzanstieg in der Arbeitsphase wird mit b_0 bezeichnet, der Frequenzabfall in der frühen Erholungsphase mit b_1 . Letzterer ist aus den ersten acht Frequenzwerten der Erholungsphase berechnet. Die Steilheiten b_2 und b_3 sind rein graphisch aus den Steigungsdreiecken von an die Kurven angelegten Tangenten ermittelt.

Erholungspulssummen (EPS): Als weitere Parameter, die das Verhalten der Herzfrequenz in der Erholungsphase beschreiben, bestimmten wir die Erholungspulssummen. Sie resultieren aus den gezählten Herzaktionen (R-Zacken) in jeder Minute der Erholungsphase. Wir fassen sie als EPS_{1-3} für die ersten drei bzw. als EPS_{1-6} für die ersten sechs Minuten zusammen. Hierbei handelt es sich um "Bruttowerte", d.h. es wird die Anzahl der tatsächlich abgelaufenen Herzaktionen in diesem Zeitraum angegeben ohne Abzug der Basisfrequenz. Für eine spezielle Fragestellung berechneten wir die Netto-EPS aus der Differenz von EPS und Basisfrequenz.

2.4 Statistische Verfahren

Von den bei der Versuchsauswertung gewonnenen Daten wurden Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzbereiche der einzelnen Variablen für die verschiedenen Belastungsbedingungen gruppenweise berechnet. Für die Gesamtheit der Probanden (Gruppe A + B) blieben analytische Prüfungen ohne Ergebnis.

Daraufhin wurden aus den 61 Variablen 28 geeignete ausgewählt und eine Korrelationsmatrix jeweils für die Gruppen A und B in den einzelnen Belastungsbedingungen in Form einer verbundenen Stichprobe erstellt.

Geprüft wurde noch einmal das Verhalten von 16 Variablen in den beiden Gruppen A und B je für sich.

In einem zweiten Durchgang wurde das korrelative Verhalten dieser Variablen für beide Gruppen zusammen (A+B) unter rechnerischer Konstanthaltung des Alters geprüft. Hierzu waren einige Variable korrigiert bzw. neu eingeführt worden.

Zuletzt wurde das Verhalten von 17 Variablen in Form einer unverbundenen Stichprobe des Gesamtkollektivs der Probanden untersucht.

Die eigentliche Fragestellung war dabei die Prüfung der Abhängigkeit zweier Variablen, wobei es sich um die Abhängigkeit einer Funktionsgröße (Meßwert) von einer biologischen Grundgröße (Alter, Körpergröße, Gewicht) handelt.

Die Schätzung von Zielgrößen und Einflußgrößen erfolgt durch Regressionsrechnung. Man erhält so Linearfunktionen, im allgemeinen mit einer unabhängigen Variablen. So kann man z.B. die abhängige Variable aus der unabhängigen Variablen schätzen.

Die Regressionsgerade ergibt so einen Schätzwert, den man bei Vorliegen einer einfachen linearen Beziehung als einen Durchschnitt der abhängigen Variablen verstehen kann. Der Regressionskoeffizient ist dabei das Steilheitsmaß der Geraden.

Ein weiterer Parameter für die Abhängigkeit zweier Variablen ist der Korrelationskoeffizient (r). Er ist ein Maß für die Straffheit der Beziehung zweier Veränderlicher.

Für die Prüfung der Korrelationskoeffizienten auf Signifikanz wird die 0-Hypothese aufgestellt, daß die gefundenen Korrelationskoeffizienten zufällige Abweichungen eines Korrelationskoeffizienten mit dem Wert 0 in der Grundgesamtheit sind. Dabei wird die Irrtumswahrscheinlichkeit in Prozent mit p angegeben:

$p < 0,05$ = statistisch auffällig (5%)

$p < 0,01$ = statistisch signifikant (1%)

Die Unterstreichungen in dieser Form bezeichnen in den Tabellen die entsprechenden Irrtumswahrscheinlichkeiten. Die Berechnungen wurden mit verschiedenen Bibliotheksprogrammen des Instituts für medizinische Statistik und Dokumentation der Universität Mainz durchgeführt.

2.5 Abkürzungen und Symbole

Alte Probanden: Gruppe 'A', junge Probanden 'B'

Belastungsbedingungen:

Bedingung 1 = gewichtsbezogen, liegend

Bedingung 2 = oberflächenbezogen, liegend.

Bedingung 3 = oberflächenbezogen, sitzend.

Bedingung 4 = stufenweise Belastung, ausgehend von 2 und 3 bis 'maximal', sitzend.

B_f = Mittelwert aus den Herzfrequenzen der Ruheperiode.

F_{st} = Mittelwert der Herzfrequenzen im relativen steady state.

- ΔP = Pulszuwachs (F_{st} minus Bf)
- Ef = Erholungsfrequenzen, Mittelwerte über je 10 Sekunden.
- EfS = Erholungspulssummen, gezählte Aktionspotentiale eines definierten Zeitraumes (EPS_{1-3} , EPS_{1-6}).
- $T_{0,5}$ = Halbwertszeit in Sekunden.
- $T_{0,63}$ = Zeitkonstante nach Cardus (1963) 'Zweidrittelwertszeit'.
- b_0 = Steilheit des Frequenzanstieges in den letzten vier Minuten der Arbeitsphase.
- b_1 = Steilheit des Frequenzabfalls in der frühen Erholungsphase (dazu b_2 und b_3 als Steilheiten späterer Abschnitte der Erholungsphase).

3. Ergebnisse.

Die anthropometrischen Daten sind in der Tabelle 1 dargestellt. Mittelwerte von Alter, Größe und Gewicht sowie die Abweichung vom Idealgewicht sind in Tabelle 3 angegeben. Es zeigt sich, daß die Gruppe A mit 80 kg ein um 9 kg höheres Durchschnittsgewicht hat als die Gruppe B. Die Gewichtsmittelwerte differieren in der verbundenen Stichprobe ebenso.

Im Folgenden werden die Ergebnisse getrennt entsprechend dem zeitlichen Versuchsablauf nach Ruhephase, Arbeitsphase und Erholungsphase dargestellt.

3.1 Ruhephase (Basisfrequenzen)

Im Vergleich der Basisfrequenzen (Tab. 3) zeigt sich, daß die Gruppe A in allen Bedingungen höhere Basisfrequenzen aufweist als die Gruppe B. Die Differenz beträgt im Mittel fünf Pulse. Die Ursache liegt im höheren Gewicht der älteren Probanden.

In der Gruppe für die verbundene Stichprobe weichen die Mittelwerte vom oben Gesagten nicht wesentlich ab.

3.2 Arbeitsphase.

Die individuellen Leistungen sind, geordnet nach Bedingungen und Altersgruppen in den Tabellen 6 a bis c zusammengestellt. Die Mittelwerte der Belastungshöhe in den einzelnen Bedingungen sind in Tabelle 4 angegeben.

Bei der Auswertung der Frequenzparameter im Arbeitsversuch (Frequenz im relativen steady state, Pulszuwachs, Steilheit des Frequenzanstieges b_0) lassen sich zwischen den Gruppen der verbundenen und unverbundenen Stichprobe keine wesentlichen Unterschiede nachweisen. Die nachfolgende Beschreibung gilt daher für beide Stichprobengruppen, wie aus dem Vergleich der Tab. 5 und 7 sichtbar wird.

3.2.1 Steilheiten

Bedingung 1: Bei der gewichtsäquivalenten Belastung fällt auf, daß die Frequenzen der älteren Probanden gering über denen der jüngeren liegen. Die Steilheit des Frequenz-

anstiegs ist bei der Gruppe A ($b_0 = 1,2$) größer als bei der Gruppe B ($b_0 = 0,7$). Der Frequenzanstieg in den letzten vier Minuten entspricht mit 5 Pulsen den Kriterien des relativen steady state.

Bedingung 2: Der Frequenzanstieg verläuft auf um 30 Pulse höherem Niveau als bei der vorigen Bedingung. Wiederum liegen die Frequenzen der Gruppe A höher als die der Gruppe B. Die Steilheit des Frequenzanstiegs ist bei den älteren Probanden ($b_0 = 3,1$) größer als bei den jüngeren ($b_0 = 2,6$).

Bedingung 3: Die Geraden der beiden Gruppen verlaufen dicht nebeneinander und nahezu parallel. Die Steilheit ist fast gleich groß (Gruppe A: $b = 2,3$; Gruppe B: $b = 2,2$). Allerdings liegt die Gruppe B hier mit ihren Frequenzen über denen der Gruppe A. Beim Vergleich der Leistungen zeigte sich, daß Gruppe A mit 139 Watt · min. etwas niedriger belastet war als Gruppe B mit 142 Watt · min.

Bedingung 4: Durch die rektanguläre Belastungsform in dieser Bedingung stellt sich ein relatives steady state nicht ein. Der Pulszuwachs in den letzten 4 Minuten ist größer als 20 Pulse. Die Steilheit des Frequenzanstiegs ist mit $b = 5,0$ in beiden Gruppen gleich, wobei die Frequenzen der jungen Gruppe höher als die der Gruppe A liegen. Eine Übersicht der Leistungen in den vier Belastungsstufen ist in Tabelle 6 gegeben.

3.2.2 Pulszuwachs (Frequenzsteigerung im Arbeitsversuch)

Bedingung 1: Im Pulszuwachs zeigen die beiden Altersgruppen keinen Unterschied, obwohl bei Gruppe A ein größeres Gewicht, höhere Abweichung vom Idealgewicht und damit eine größere Leistung vorliegt (vergl. Tab. 3).

Bedingung 2: Die Pulsfrequenz nimmt hier bei den älteren Probanden durchschnittlich um 79 zu, bei den jüngeren um 73.

Bedingung 3: Der Pulszuwachs verhält sich umgekehrt wie bei Bedingung 2, indem er bei Gruppe A 78, bei Gruppe B 84 beträgt. Der einzige Unterschied in der Belastungsbedin-

gung ist die Körperposition.

Bedingung 4: Der Pulszuwachs der Gruppe A beträgt aufgrund der niedrigeren Leistung nur 98, bei Gruppe B 114. Ein Vergleich ist somit nicht möglich. (Beachte die unterschiedliche Belastungshöhe, Tabelle 4).

Bei der oberflächenbezogenen Belastung (Bedingung 2 und 3) fällt auf, daß trotz gleicher Belastungshöhe die Gruppe B im Sitzen einen größeren Pulszuwachs hat als Gruppe A und auch höher als im Liegen ($L = 73$, $S = 84$).

Gruppe A reagiert offenbar nicht auf den Positionswechsel, Gruppe B mit einem durchschnittlichen Pulsanstieg von 11, der allein positionsbedingt ist.

Zwischen den Werten der verbundenen und der unverbundenen Stichprobe zeigten sich keine signifikanten Abweichungen.

3.2.3 Korrelative Prüfungen

Die korrelative Auswertung der Beziehungen zwischen den vorgehend besprochenen Frequenzparametern und anthropometrischen Größen ergab keine statistisch auffälligen Beziehungen.

Auch die Prüfung von statistischen Zusammenhängen in der verbundenen Stichprobe erbrachte keine auffälligen Korrelationen.

Nach Zusammenziehen der alten und jungen Probanden der verbundenen Stichprobe und selektiver Prüfung von 18 teils korrigierten, teils neu eingeführten Variablen ergab sich eine statistisch signifikante Korrelation zwischen dem Alter und dem Gewicht ($r = 0,4259$) sowie zwischen dem Alter und der Abweichung vom Idealgewicht ($r = 0,5567$).

Die Beziehungen zwischen der Basisfrequenz und der Frequenz im steady state waren in Bedingung 1 signifikant ($r = 0,8786$).

Auch für Bedingung 2 war die Korrelation mit $r = 0,6916$ für die genannte Beziehung statistisch signifikant; in Bedingung 3 ließ sich mit $r = 0,5071$ eine statistisch auffällige Beziehung nachweisen.

Probanden mit höherer Basisfrequenz hatten also auch unter Belastung höhere Leistungsfrequenzen.

3.3 Erholungsphase: Direkte und berechnete Frequenzwerte.

3.3.1 Frequenzmittelwerte

Zieht man die individuellen Frequenzmittelwerte in den einzelnen Belastungsbedingungen zu Gruppenmittelwerten zusammen, so ergeben sich durch Auftragen der Frequenzwerte gegen die Zeit typische Kurven des Frequenzabfalls. Die Steilheit des Frequenzabfalls ist kurz nach Belastungsende zunächst groß, wird dann aber rasch geringer.

Bei unseren Versuchen endete der Beobachtungszeitraum vor Erreichen des Ruheniveaus, so daß die Kurven am Ende des Registrierungszeitraums noch über der jeweiligen Basisfrequenz liegen.

Die Frequenzkurven sind in den Abbildungen 2 bis 10 dargestellt. (Die Frequenzwerte der Probanden sind in den Arbeitsprotokollen enthalten).

3.3.1.1 Bedingung 1.

Bei dieser gewichtsäquivalenten, niedrigen Belastung im Liegen beträgt die Frequenz zu Beginn der Erholungsphase 112 in Gruppe B ($n = 13$), fällt zunächst mit 6 Schlägen in 10 Sekunden ab und geht nach einer halben Minute in einen flacheren Verlauf über. An diesem Übergang liegt die Zeitkonstante $t_{0,5}$ mit 38 Sekunden. Im weiteren Verlauf fällt die Frequenz mit durchschnittlich 2 pro 10 Sekunden und liegt am Ende des Beobachtungszeitraumes noch um über 10 über der Basisfrequenz.

Bei Gruppe A fällt die Frequenz von 115 bei Belastungsende zunächst um 6 pro 10 Sekunden, nach 30 Sekunden mit geringerer Steilheit (2 pro 10 Sekunden). Die Zeitkonstante $t_{0,5}$ liegt mit 45 Sekunden etwas später als bei Gruppe B.

3.3.1.2 Bedingung 2

In der Gruppe B haben 20 Probanden die Bedingung 2 erfüllt. Die Frequenz liegt bei Belastungsende um 138, fällt zunächst mit 7 pro 10 Sekunden steil, nach 30 Sekunden aber schon flacher ab. Die Zeitkonstante $t_{0,5}$ liegt mit 65 Sekunden im flachen Teil der Kurve.

Bei Gruppe A haben 12 Probanden die Bedingung 2 erfüllt. Die Frequenz fällt nach Belastungsende von 146 mit durchschnittlich 6 in 10 Sekunden ab. Nach 50 Sekunden wird der Frequenzabfall geringer (Pulsabnahme kleiner als 2 in 10 Sekunden). Die Zeitkonstante $t_{0,5}$ liegt mit 85 Sekunden etwas später als bei Bedingung 1. Am Ende der sechsten Minute liegt die Frequenz noch um 24 über der Basisfrequenz. Vergleicht man die Kurven der beiden Gruppen, so fällt der steilere Frequenzabfall der jungen Gruppe von niedrigerem Frequenzniveau bei kleinerer Halbwertszeit auf. Erst nach Erreichen der Halbwertszeiten verlaufen die beiden Kurven nahezu parallel. Dabei liegen die Frequenzen der jungen Gruppe im Mittel um 10 tiefer als bei der älteren Gruppe.

3.3.1.3 Bedingung 3

In der Gruppe B haben 24 Probanden die Bedingung 3 erfüllt. Nach Belastungsende fällt die Frequenz mit 7 pro 10 Sekunden bis 45 Sekunden nach Belastungsende, dann weiter mit zunächst 2 pro 10 Sekunden. Am Ende der 6. Minute liegt die Frequenz mit 96 noch um 28 über der Basisfrequenz. Die Halbwertszeit beträgt 70 Sekunden. Bei Gruppe A haben 26 Probanden die Bedingung absolviert. Von der Ausgangsfrequenz von 150 fällt die Kurve zunächst steil mit 7 pro 10 Sekunden ab, nach 45 Sekunden jedoch nur noch mit 2 pro 10 Sekunden. Am Ende der 6. Minute liegt das Frequenzniveau noch um 11 über der Basisfrequenz. Die Halbwertszeit beträgt 78 Sekunden.

3.3.1.4 Bedingung 4

An der stufenweisen Maximalbelastung haben in der Gruppe B 23 Probanden teilgenommen. Die Frequenz sinkt nach Belastungsende von 180 mit 6 in 10 Sekunden. Nach 85 Sekunden wird die Kurve flacher, die Frequenz sinkt mit rund 2 pro 10 Sekunden weiter. Die Halbwertszeit beträgt 116 Sekunden. Am Ende der 6. Minute liegt die Frequenz noch um 37 über der Basisfrequenz.

In der Gruppe A haben 19 Probanden die Maximalbelastung

absolviert. Von der Endfrequenz 169 fällt die Kurve zunächst mit 6 pro 10 Sekunden, nach 85 Sekunden nur noch mit durchschnittlich 1 pro 10 Sekunden ab. Die Halbwertszeit liegt bei 99 Sekunden. Am Ende der sechsten Minute liegt die Frequenz noch um 26 über der Basisfrequenz. Die Mittelwerte der Leistungen in den einzelnen Stufen der Bedingung 4 sind in Tabelle 6 angegeben, die Kurven sind in Abb. 9 dargestellt.

Im Vergleich der Kurven beider Altersgruppen fällt auf, daß die Frequenzen der jungen Gruppe höher als die der alten liegen. In den Bedingungen 1 bis 3 war dies umgekehrt. Der Grund muß in der niedrigeren Durchschnittsleistung der alten Gruppe gesehen werden.

3.3.2 Zeitkonstanten $T_{0,5}$ und $T_{0,63}$.

3.3.2.1 Untersuchungsgruppen der unverbundenen Stichprobe

Das Verhalten der Zeitkonstanten ist in den Abbildungen 10 und 11 jeweils für beide Altersgruppen in den vier Belastungsbedingungen dargestellt. Die Mittelwerte sind eingezeichnet.

Es zeigt sich, daß mit zunehmender Belastungshöhe die Mittelwerte der Zeitkonstanten größer werden, wobei die Streuung zunimmt. Die Werte der Bedingungen 2 und 3 liegen dicht beieinander, jedoch tritt in der Bedingung 3 eine größere Streuung auf.

Im Vergleich der Mittelwerte der Zeitkonstanten bei der alten und jungen Gruppe wird deutlich, daß bei gleichen Belastungen die Werte der jungen Gruppe niedriger liegen und eine kleinere Streuung aufweisen.

Die Standardabweichung der Werte für $t_{0,63}$ ist wesentlich größer als die für $t_{0,5}$.

3.3.2.2 Untersuchungsgruppen der verbundenen Stichprobe.

Die Mittelwerte und Standardabweichung der Halbwertszeit sind in Tabelle 9 angegeben. Es zeigt sich, daß mit steigender Belastung die Halbwertszeiten zunehmen, die Zeiten für $t_{0,63}$ ebenso.

Zum Vergleich der Ergebnisse in liegender und sitzender Körperposition dient die Tabelle 10, in der die Mittelwerte der gemischten Gruppe aus der verbundenen Stichprobe (A + B, n = 17) zusammengestellt sind. Bei gleich hoher Belastung ist die Halbwertszeit im Liegen größer (71,5 Sek.) als im Sitzen (67 Sek.).

Die Konstante $t_{0,63}$ verhält sich im Vergleich zwischen alt und jung analog wie die Halbwertszeit. Bei gleich hohen Belastungen weisen die jungen Probanden kleinere Werte für $t_{0,63}$ auf als die Älteren.

Im Vergleich der Körperpositionen sind die Werte im Sitzen kleiner als im Liegen.

3.3.3 Erholungspulssummen (EPS).

Die Erholungspulssummen der Einzelminuten sind in den Tabellen 11 und 12 angegeben, die EPS für die ersten 3 und 6 Minuten nach Belastungsende in den Tabellen 13 und 14. Es handelt sich um Gruppenmittelwerte. Die EPS der einzelnen Probanden sind in den Arbeitsprotokollen enthalten.

Die Verteilung der EPS in den verschiedenen Belastungsbedingungen stellt die Abb. 13 dar, wobei Mittelwerte und Standardabweichung eingezeichnet sind. Die EPS 1-6 sind nicht grafisch dargestellt, da sich die gleiche Verteilung bei höheren Werten ergibt.

In den Bedingungen 1 bis 3 liegen die EPS der Gruppe B niedriger als die der Gruppe A. In Bedingung 4 zeigt sich wegen des Leistungsunterschiedes ein anderes Bild. Bezüglich der Körperposition unterscheiden sich die EPS der Gruppe A kaum, bei Gruppe B jedoch beträgt die positionsbedingte Differenz 38 nach 3 Minuten und 62 nach 6 Minuten. Die EPS ist also im Sitzen größer als im Liegen.

In einer gesonderten Prüfung ausgewählter Daten aller Probanden wurden die hier verwandten Bruttowerte der EPS um die jeweilige Basisfrequenz vermindert, so daß die Nettowerte der EPS (E.A. Müller) resultierten. Die Werte sind in Tabelle 10 a angegeben; sie zeigen

das bereits beschriebene Verhalten.

3.4 Altersabhängigkeit der Erholungsparameter

Zur Prüfung der Altersabhängigkeit wurden für die gesamte Gruppe (Alt + Jung) eine Korrelationsmatrix erstellt. Die Korrelationskoeffizienten für die wichtigsten Beziehungen sind in Tabelle 15 angegeben.

Bedingung 1: In der gewichtsbezogenen Belastungsstufe zeigten sich keine statistisch auffälligen Beziehungen. Im Vergleich der Korrelationskoeffizienten für die Beziehung zwischen dem Alter und den Erholungspulssummen fällt auf, daß die Koeffizienten für die Netto-EPS kleiner sind als für die Brutto-EPS. Hier zeigt sich ein Einfluß der Basisfrequenz auf die Korrelation.

Bedingung 2: Hier ergeben sich einige statistisch auffällige Beziehungen. So korreliert die EPS_{1-3} positiv mit dem Alter ($r = 0,4100$). Ebenso sind die Zeitkonstanten positiv zum Alter korreliert. Der Korrelationskoeffizient ist für die EPS_{1-6} mit $0,4023$ nahezu gleich hoch wie für die EPS_{1-3} .

Die gute Korrelation mit dem Alter läßt sich durch die Bedingung erklären: Da im Liegen belastet wurde, ist die Kreislaufregulation in dieser Position stabil.

Bedingung 3: Trotz gleicher Belastungshöhe wie bei Bedingung 2 ergibt sich hier keine statistisch zu sichernde Abhängigkeit vom Alter. Allein der Koeffizient der Beziehung zwischen Alter und Steilheit der frühen Erholungsphase (b_1) ist statistisch auffällig ($r = 0,3362$); in allen anderen Bedingungen ist der Koeffizient kleiner.

Bedingung 4: Die Koeffizienten für die EPS werden hier negativ, sind jedoch statistisch signifikant. Dieses Ergebnis wird für die Netto-EPS noch straffer. Es läßt sich durch die niedrigere Leistung der älteren Probanden bei Ausbelastung erklären.

3.5 Positionsabhängigkeit der Erholungsparameter

Nach Zusammenziehen aller Probanden der unverbundenen Stichprobe war ein Vergleich eines etwaigen Positionsein-

flusses auf die Erholungsparameter möglich. In Tabelle 10 a und b sind die Durchschnittswerte der Erholungsparameter für die leistungsgleichen Bedingungen 2 (Liegen) und 3 (Sitzen) dargestellt. Es fällt auf, daß im Liegen die Erholungspulssummen jeweils niedriger als im Sitzen sind. Auch die Halbwertszeiten sind bei liegender Belastung niedriger als bei Belastung in sitzender Körperposition. Besonders auffällig ist das Verhalten der Steilheit des Frequenzabfalls in der frühen Erholungsphase (b_1) die im Liegen mit minus 36 wesentlich niedriger als im Sitzen (minus 42) ist.

Zur Verdeutlichung der Positionsabhängigkeit von b_1 seien die Werte für die verbundene Stichprobe (A + B, $n = 17$) nochmals wiedergegeben.

Bedingung 1	$b_1 = - 30$	Bedingung 2	$b_1 = - 34$ (Liegen)
Bedingung 3	$b_1 = - 40$	Bedingung 4	$b_1 = - 39$ (Sitzen)

Da bei dieser Gegenüberstellung der Altersfaktor konstant ist, werden die positionsbedingten Unterschiede von b_1 besonders deutlich.

Unterschiede der Steilheit zeigen sich bei submaximaler Belastung nur in der frühen Erholungsphase, die im wesentlichen auf die erste Minute nach Belastung beschränkt ist und betreffen somit vorwiegend b_1 .

3.6 Formale Beschreibung einiger Charakteristika des Frequenzabfalls nach Belastung.

Zur genaueren Analyse des Frequenzverhaltens wurde im Hinblick auf eine rechnerische Erfassung mittels eines Computerprogrammes eine Abbildungsserie hergestellt, die das Verhalten der Herzfrequenz in den vier verschiedenen Belastungsbedingungen darstellt. Dabei wurde für die Herzfrequenz einmal ein linearer, ein anderes Mal ein logarithmischer Maßstab gewählt.

Die bei Betrachtung der Kurven aus den Frequenzmittelwerten mögliche Unterscheidung in drei durch ihre unterschiedliche Steilheit beschreibbare Abschnitte ist bei den individuellen Erholungskurven nicht ohne Weiteres möglich.

Zur weiteren Unterscheidung sollen anhand einzelner Beispiele die Kurven des Frequenzabfalls unter verschiedenen Bedingungen und bei Vergleich zwischen alten und jungen Probanden beschrieben werden.

3.6.1 Erholungspulskurven bei jungen Probanden.

Abbildung 13 stellt den Verlauf der Erholungskurve bei einem gut trainierten früheren Mittelstreckenläufer dar (Proband 10), der in Ruhe einen sehr niedrigen Puls aufwies.

Bei Belastung mit 1 Watt · min pro kg Körpergewicht steigt seine Herzfrequenz um knapp 30 Pulse an. Nach Belastungsende fällt die Frequenz rasch bis nahe an die Ruhefrequenz. Die frühe Erholungsphase ist durch einen steilen Frequenzabfall gekennzeichnet, der allerdings verzögert einsetzt. An diesen schließt sich eine Phase mit schwankender Herzfrequenz nahe dem Ruheniveau an. In Bedingung 2 ergibt sich ein Pulszuwachs von 70 Pulsen. Der Frequenzabfall beginnt sofort nach Belastungsende mit einem steilen Abschnitt und geht nach knapp zwei Minuten in einen flacheren Kurvenanteil über in dem deutliche Schwankungen der Frequenz auftreten. Ab der vierten Minute wird die Steilheit noch geringer, die Frequenzschwankungen kleiner.

Da die Kurve der Bedingung 3 die gleichen Eigenheiten aufweist, ist sie in der Abbildung nicht dargestellt. Bei Bedingung 4 beginnt der Frequenzabfall von einem hohen Niveau (Pulszuwachs 120 Pulse) und mit einer Verzögerung von 20 Sekunden. Es sind wellenförmige Abweichungen vom linearen Verlauf vorhanden. Nach zweieinhalb Minuten werden diese größer, wobei die Steilheit des Frequenzabfalls geringer wird. Eine deutliche Unterteilung der Kurve in verschiedene Abschnitte ist bei dieser hohen Belastung nicht auszumachen. Die Phase des langsamen Frequenzabfalls liegt außerhalb der Registrierungszeit. In der zehnten Minute liegt die Frequenz durchschnittlich nicht niedriger als in der sechsten. Abbildung 14 stellt den stark unterschiedlichen Kurven-

verlauf nach mittlerer Belastung (Bedingung 3) und maximaler Belastung (Bedingung 4) dar. Bei dem Probanden 18 handelt es sich um einen mäßig trainierten Studenten, der sich bei der Endstufe mit 250 Watt $\cdot$ min erschöpfend belastet fühlte.

Da die Kurven der Bedingung 2 und 3 einander entsprechen, ist nur die Bedingung 3 wiedergegeben.

Nach Belastungsende beginnt der Frequenzabfall mit 20 Sekunden Verzögerung, wird dann sehr steil bis zum Ende der zweiten Minute und liegt hier nur fünf Pulse über dem Ruheniveau. Danach steigt die Frequenz wieder an (bis zu 15 Pulse $\cdot$ min) mit starken Schwankungen und geringer Tendenz zur Frequenzabnahme. Am Ende der Registrierungszeit liegt die Frequenz noch mehr als 10 Pulse über dem Ruheniveau. Auffällig bei dieser Kurve ist die lange, steile Frühphase, an die sich eine vierminütige Phase mit schlechter Frequenzregelung anschließt.

Bei Bedingung 4 beginnt die Phase des steilen Frequenzabfalls mit einer Verzögerung von etwa 20 Sekunden. Sie dauert bis zur Mitte der zweiten Minute. Dann beginnen stärkere Frequenzschwankungen mit nur geringer Tendenz zur Abnahme. Am Ende der zehnten Minute liegt der Puls noch um 30 über dem Ruhewert.

Die scheinbar größere Steilheit des Frequenzabfalls in Bedingung 3 kommt durch die logarithmische Einteilung der Ordinate zustande. Tatsächlich ist aber der Frequenzabfall in beiden Bedingungen bis zur zweiten Minute nahezu gleich groß. In beiden Kurven treten mit dem Ende der Frühphase stärkere Schwankungen der Frequenz auf, bei Bedingung 3 sogar eine eindrucksvolle Frequenzsteigerung von der dritten bis zur sechsten Minute.

3.6.2 Erholungspulskurven der alten Probanden

Der Frequenzabfall zeigt bei älteren Probanden einige Unterschiede, die in Abb. 15 mit den vorigen Abbildungen vergleichbar werden. Es sind Kurven der Bedingungen 2, 3 und 4 wiedergegeben. Der Proband 31, ein mäßig trainierter 52-jähriger Ministerialbeamter mit Übergewicht, weist eine in allen drei Bedingungen gleiche Dauer der

Frühphase auf, die in der dritten Minute endet. Während bei Bedingung 2 erst in der fünften Minute größere Frequenzschwankungen auftreten, zeigt sich in Bedingung 3 dieses Phänomen schon in der dritten Minute und der Frequenzabfall geht steil bis nahe an die Ruhefrequenz.

Die Bedingung 4 zeigt nach Pulszuwachs von 90 Pulsen $\cdot$ min einen Frequenzabfall von kontinuierlich steilem Verlauf bis zum Beginn der dritten Minute. Hier beginnen stärkere Frequenzschwankungen, die im weiteren Kurvenverlauf zunehmen.

Die gleichen Eigentümlichkeiten lassen sich bei den Kurven des Probanden 33 beobachten (Abb. 16).

3.6.3 Leistungsgleiche Frequenzkurven von alten und jungen Probanden.

Vier alte und vier junge Probanden, die in ihrem Trainingszustand und anthropometrischen Daten einander vergleichbar sind, werden in Abb. 17 und 18 einander gegenübergestellt.

Abgebildet ist jeweils die Frequenzkurve der Bedingung 3. Es wurde ein linearer Maßstab für die Ordinate gewählt. Die jungen Versuchspersonen zeigen nach Belastung mit 75 Watt $\cdot$ min pro m^2 Körperoberfläche annähernd gleich steile Frühphasen, allerdings auf unterschiedlichem Frequenzniveau. Im Beginn der zweiten Minute ist der Pulszuwachs auf ein Drittel reduziert und es beginnen regelmäßige Frequenzschwankungen.

Die Kurve des Probanden 22 verläuft in niedrigem Frequenzbereich und weist eine etwas kürzere Frühphase auf, so daß in dieser Abbildung die Vermutung nahegelegt wird, daß die Lage verschieden steiler Kurvenabschnitte nicht direkt zeitlich bedingt, sondern von der Höhe des Pulszuwachses abhängig ist. Häufig liegt die Zeitkonstante $t_{0,5}$ am Ende der steilen Frühphase, während $t_{0,63}$ im Bereich des flacheren Frequenzabfalls liegt (b_2).

Bei den alten Probanden (Abb. 18) sind die Unterschiede zwischen den einzelnen Kurven größer, allerdings auch

die Differenzen zwischen den einzelnen anthropometrischen Daten, insbesondere die Abweichung vom Idealgewicht. Die Kurven liegen auf stark unterschiedlichem Pulsniveau. Bei allen jedoch beginnen mit Ende der steilen Frühphase auch Pulsschwankungen von zum Teil sehr regelmäßiger Form. Ein direkter Vergleich von Erholungskurven alter und junger Probanden ist bei Abb. 19 möglich. Es sind bei gleicher Belastung (Bedingung 2) die Kurven von je zwei alten und jungen Versuchspersonen wiedergegeben. Auch hier wurde wegen der besseren Vergleichbarkeit der Steilheiten ein linearer Maßstab für die Ordinate gewählt (Pulszuwachs $\Delta P \cdot t$).

Die kürzeste Frühphase findet sich bei der unteren Kurve (Prob. 2). Der Proband ist ein gut trainierter, leicht übergewichtiger junger Mann. Die Steilheit der Frühphase wird schon am Ende der ersten Minute geringer und am Ende der zweiten Minute beginnt die Phase des flachen Frequenzabfalls auf einem Niveau von 30 Pulsen über dem Ruhewert.

Trotz geringerer Belastung liegt die Kurve des Probanden 20 höher als die des Probanden 2. Nach kurzem steilen Frequenzabfall beginnt entsprechend dem schlechteren Trainingszustand des Probanden 20 der Frequenzabfall schon nach 30 Sekunden auf höherem Frequenzniveau flacher zu werden und von der dritten Minute ab treten in der Endphase des Frequenzabfalls stärkere Pulsschwankungen auf.

Bei den übergewichtigen älteren Probanden zeigt sich eine weniger steile Frühphase, die von hohem Pulszuwachs ausgeht und schon früh und auf hohem Pulsniveau in einen flacheren Frequenzabfall mit stärkeren Schwankungen übergeht. Die Abbildung zeigt, daß mit steigendem Pulszuwachs die Steilheit der Frühphase geringer wird. Der Verlauf der Kurven auf höherem Frequenzniveau bei den älteren Probanden läßt sich mit Übergewicht und relativ zu hoher Belastung erklären.

3.6.4 Beispiele von Erholungskurven

Abbildung 20 gibt die Erholungskurve eines mäßig trainierten, übergewichtigen 57-jährigen Probanden wieder, der nach Belastung mit 85 Watt $\cdot$ min einen Pulszuwachs von 43 hat. In der ersten Minute erfolgt ein steiler Pulsabfall, danach treten Schwankungen der Frequenz und ein flacherer Frequenzabfall auf.

Der Übergang ist durch die Zuordnung der beiden Zeitkonstanten gekennzeichnet.

Nach zweieinhalb Minuten ist der Frequenzabfall nur noch gering bei stärkeren Schwankungen der Frequenz. Abbildung 21 zeigt die Erholungskurve eines vergleichbaren Probanden (35) nach gewichtsbezogener Belastung im Liegen.

Bereits nach kurzer steiler Frühphase fällt die Frequenz nur noch langsam treppenförmig ab. Eine Dreiteilung der Kurve ist hier nicht auszumachen.

Abbildung 22 stellt beim gleichen Probanden wie zuvor den Frequenzabfall nach sitzender Belastung dar. Hier behält der initiale Frequenzabfall länger seine Steilheit bei, nach Überschreiten der Halbwertszeit wird die Steilheit geringer und es treten stärkere Frequenzschwankungen auf. Die Dreiteilung der Kurve ist im Bezug auf die Zeitkonstanten zu beobachten.

Erholungskurven von jungen Probanden sind in den Abbildungen 23 bis 25 dargestellt. Bei Abbildung 23 lassen sich das Ende der Frühphase mit der $t_{0,5}$ und das Ende der Übergangsphase mit der $t_{0,63}$ in Zusammenhang bringen. Abbildung 24 gibt die Erholungskurve des gleichen Probanden wieder, jedoch diesmal im Sitzen. Hier ist die Frühphase deutlich steiler und länger. Erst nach Überschreiten der $t_{0,63}$ treten ein flacherer Frequenzabfall und stärkere Frequenzschwankungen auf. Ein gleiches Verhalten in deutlichem Bezug zu den Zeitkonstanten zeigt sich bei der Kurve des Probanden 9 in Abbildung 25.

4. Diskussion

Der Verlauf der Pulsfrequenzkurve und ihre Abhängigkeit von zahlreichen Funktionsgrößen und Bedingungen ist in der Literatur mehrfach untersucht und diskutiert worden. Lewis und Mitarbeiter (29) gebrauchen 1917 die Erholungspulse zur Einschätzung der Leistungsfähigkeit, danach auch Simonson 1927, Liebenow 1928 und Hebestreit 1929 (zitiert nach 33).

Meist wird die Rückkehr der Pulsfrequenz zur Ruhelage nach erschöpfender Belastung untersucht, wobei die Methoden der verschiedenen Autoren bezüglich der Belastungsart und -dauer sowie die Erfassung der Erholungsphase erheblich differieren (30, 52, 13, 7, 23, 25, 57, 21, 2, 42, 3, 1, 50).

Auch bei Belastungsversuchen im submaximalen Bereich sind die Meinungen über die Bedeutung verschiedener Kriterien wie Kondition, Altersabhängigkeit, Körpergewicht für die Erholungsphase sehr unterschiedlich.

Die Form der Pulserholungskurve nach Belastung wird in ihrem initialen Verlauf allgemein als eine Exponentialfunktion interpretiert (30, 13, 7, 23, 25, 21, 2, 8, 16, 3, 17, 11, 14, 15, 1, 12). Entsprechend den verschiedenen physiologischen Vorgängen der Erholungsphase muß man jedoch annehmen, daß diese Kurve sich aus mehreren mathematischen Funktionen zusammensetzt (32, 52, 44, 33, 36, 49, 41, 54).

Die vorgenannten Autoren bringen die verschiedenen Phasen der Erholung in Verbindung mit Bedingungen, welche mit der geleisteten Arbeit, Konstitution, Trainingszustand und verschiedenen anderen Faktoren in engem Zusammenhang stehen.

4.1 Untersuchungsbedingungen und Einflußgrößen

Gewicht: In der Gruppe A liegen ein höheres Durchschnittsgewicht und eine größere Abweichung vom Idealgewicht im Vergleich zur Gruppe B vor. Bei gleichen Untersuchungsbedingungen haben die Frequenzkurven der älteren Probanden durchschnittlich ein höheres Niveau als die der jüngeren.

Die Körperposition wirkt sich allgemein insoweit auf die Erholungskurve aus, als in sitzender Position die Streuung der Pulsfrequenz bei den jungen Probanden größer ist als im Liegen.

Der Pulszuwachs in der Arbeitsphase ist im Liegen bei den jüngeren größer als bei den älteren Probanden. Dies trifft jedoch nicht für die maximale Belastung zu, wo die Gruppe A niedrigere Leistungen erbrachte. Im Liegen ergeben sich längere Erholungszeiten als im Sitzen, erkennbar an den Werten für $t_{0,5}$ und $t_{0,63}$. Besonders bei den jüngeren Probanden, bei denen ein steilerer Frequenzabfall in der früheren Erholungsphase auftritt, ist der Unterschied zwischen Liegen und Sitzen deutlich.

Das Verhalten der EPS, die willkürlich die ersten drei bzw. sechs Minuten ohne Berücksichtigung der verschiedenen Kurvenabschnitte erfassen, scheint diesem Ergebnis zu widersprechen, da im Sitzen höhere EPS als im Liegen auftreten. Dies erklärt sich durch die labilere Frequenzregulation bei jungen Probanden (vergl. Abb. 14). Der Einfluß des Alters der Probanden drückt sich in Abhängigkeit von den Belastungsbedingungen verschieden aus. Die Steilheit der frühen Erholungsphase nimmt mit steigendem Alter ab. Auch mit zunehmender Leistung wird der Verlauf der Gesamterholungskurve flacher, was sich in der Abnahme der Steilheit, Zunahme der EPS und höheren Zeitkonstanten ausdrückt. (vergl. hierzu Abb. 26 und 27).

Die Steilheit des Frequenzabfalls in der frühen Erholungsphase und die Zeitkonstanten können gut zur Beschreibung des initialen Frequenzabfalls dienen. Dies geht aus den engen statistischen Beziehungen zwischen den genannten Parametern hervor.

Korrelationskoeffizienten für die Beziehung zwischen b_1 und $t_{0,5}$

Bedingung 1	n = 25	$r = 0,3174$	
Bedingung 2	n = 32	$r = 0,5847$	} $p < 0,01$
Bedingung 3	n = 50	$r = 0,5867$	
Bedingung 4	n = 42	$r = 0,5459$	

Bei der "Zweidrittelwertszeit" $t_{0,63}$ zeigen sich ähnliche Verhältnisse, jedoch sind die Korrelationskoeffizienten etwas kleiner.

Dies ist aufgrund der beobachteten größeren Streuung der Werte für $t_{0,63}$ zu erwarten (vergl. Abb. 11). Dagegen zeigt sich, daß die beschriebene Beziehung sogar in der Bedingung 1 statistisch auffällig wird.

Korrelationskoeffizienten für die Beziehung zwischen b_1 und $t_{0,63}$.

Bedingung 1	n = 25	$r = 0,4593$	($p < 0,05$)
Bedingung 2	n = 32	$r = 0,5718$	} $p < 0,01$
Bedingung 3	n = 50	$r = 0,5118$	
Bedingung 4	n = 42	$r = 0,4809$	

(Gruppe A+B)

4.2 Erholungspulssummen

In dieser Untersuchung interessieren nur die Erholungspulssummen (EPS) der ersten sechs Minuten nach Belastung. Diese sind definiert als in dem genannten Zeitraum gezählte Herzaktionen. Wenn nicht ausdrücklich anders gekennzeichnet, benutzen wir hier die Bruttowerte und nicht wie E.A. Müller (24,46,44,45) die Gesamtzahl der über dem Ruheniveau liegenden Pulse.

Die EPS der ersten sechs Minuten nach Belastung zeigen nicht für alle Bedingungen gesicherte Korrelationen zu den geprüften Einflußgrößen.

Dies gilt gleichermaßen auch für die Netto-EPS (nach Abzug der Ruhefrequenz). Da aber neben der zu erwartenden Abhängigkeit von der Leistung auch enge Beziehungen zu der Steilheit der frühen Erholungsphase (b_1) und den Zeitkonstanten bestehen, kann geschlossen werden, daß

auch die EPS zur Beschreibung des Erholungsvorganges brauchbar sind.

Die mangelnde Trennfunktion der EPS in dieser Arbeit liegt wahrscheinlich in der Inhomogenität der Stichproben und der zu geringen Fallzahl begründet.

Eine Altersabhängigkeit läßt sich statistisch nur für die Bedingungen 1 und 4 nachweisen, wobei die Korrelationskoeffizienten für die Bedingung 1 positiv, für die Bedingung 4 negativ sind.

Korrelationskoeffizienten für die Beziehungen Alter zu EPS

	EPS ₁₋₃	EPS ₁₋₆
Bedingung 1	<u>r = 0,3829</u>	<u>r = 0,3801</u>
Bedingung 4	<u>r = - 0,4392</u>	<u>r = -0,3431</u>
(Netto-EPS:)	<u>r = - 0,5627</u>	<u>r = -0,5002</u>
	=====	=====

Dieser Befund, der im Widerspruch zu den Angaben in der Literatur zu stehen scheint (7,2,4,3,5), läßt sich teilweise durch unsere methodischen Bedingungen erklären. In Bedingung 4 wurde für die maximale Belastung die Wahl der Belastungshöhe in der Endstufe den Probanden überlassen.

Interessant ist die Beobachtung, daß die jüngeren Probanden im Sitzen höhere EPS aufweisen als im Liegen bei gleicher Leistung. Bei den älteren Probanden ist der Unterschied nicht zu beobachten. Die Gruppen A (alt) und B (jung) unterscheiden sich offenbar in dem unterschiedlichen Ansprechen auf die Bedingung "Körperposition" und zeigen das bekannte unterschiedliche Verhalten in der Regulation des Herzminutenvolumens unter orthostatisch verschiedenen Bedingungen (37,56).

4.3 Steilheit des Frequenzabfalls in der frühen Erholungsphase (b₁).

Die Steilheit des Frequenzabfalls, berechnet aus den ersten sieben Frequenzwerten, zeigt in der statisti-

schen Prüfung keine durchgehende Korrelation für die Bedingungen 1 bis 4. Dies scheint frühere Untersuchungen zu bestätigen, jedoch handelt es sich dort um maximale Belastungen, die bis zur Erschöpfung und mit unterschiedlichen Zeiten durchgeführt wurden (23,25,57, 2,16,3,48,49,1,50).

Im submaximalen Belastungsbereich finden wir statistisch auffällige Beziehungen ($p < 0,05$) zum Alter, wobei diese im Sitzen enger sind als bei Belastung im Liegen. Die Altersabhängigkeit ist auch in der gemischten Gruppe nachweisbar und in der Gruppe für die verbundene Stichprobe noch straffer ($p < 0,01$). Für die verbundene Stichprobe zeigen sich weiterhin statistisch signifikante Beziehungen zur Arbeitsfrequenz sowie eine statistisch auffällige Beziehung zum Pulszuwachs. Der Einfluß der Körperposition macht sich insofern bemerkbar, als die genannten Beziehungen im Sitzen weniger straff sind (Tabelle 15).

Die beschriebenen Befunde stehen in Übereinstimmung mit Ergebnissen anderer Untersucher, die eine Altersabhängigkeit angeben. Auch ist durch frühere Autoren eine Abhängigkeit zwischen der Steilheit des Frequenzabfalls vom Pulszuwachs und der Höhe der Arbeitsfrequenz beobachtet (23,33,42,17,14,12).

Pulszuwachs und Arbeitsfrequenz bei definierten Belastungen sind danach von der Alters- und trainingsabhängigen Leistungsfähigkeit des Organismus bestimmt. Die Steilheit b_1 der Erholungskurve in der frühen Erholungsphase ist vom Alter, dem Trainingszustand und der Körperposition abhängig. Sie wird bei zunehmendem Alter und abnehmender sportlicher Aktivität geringer, wobei die Unterschiede im Sitzen deutlicher als im Liegen sind (als Ausdruck der unterschiedlichen orthostatischen Belastung). Außerdem steht dieser Kurvenanteil in charakteristischer Beziehung zur Höhe der Arbeitsfrequenz: Mit zunehmenden Arbeitsfrequenzwerten, d.h. höherem Pulszuwachs, wird die Steilheit des Frequenzabfalls geringer.

4.4 Die Zeitkonstanten

Zur Beschreibung zeitabhängiger Vorgänge biologischer Gesetzmäßigkeiten ist die Halbwertszeit eine allgemein gebrauchte Konstante. Zusätzlich wird eine analoge Konstante als "Zweidrittelwertszeit" $t_{0,63}$ angegeben (11,12), die gut mit Alter, Kondition und Leistung korrelieren soll. Aus diesem Grund liegt es nahe, diese Konstante zusammen mit der Halbwertszeit auf Abhängigkeit von Einflußgrößen und anderen Variablen zu prüfen.

In unserem Untersuchungsmaterial wird die Halbwertszeit in Abhängigkeit von der Leistung und dem Pulszuwachs größer, jedoch lassen sich diese Beziehungen statistisch nicht sichern. Allerdings war der Einfluß des Alters auf die Zeitkonstanten auffällig. Im niedrigen Belastungsbereich von 1 Watt pro kg Körpergewicht ist diese Beziehung statistisch nicht gesichert, jedoch zeigt sich in Bedingung 2 eine statistisch auffällige Beziehung zwischen dem Alter und der Halbwertszeit ($r = 0,4417$) und der $t_{0,63}$ ($r = 0,4012$).

Im Sitzen (Bedingung 3) ist diese Beziehung weniger straff. Infolge geringerer Leistung der älteren Probanden wird r für diese Beziehung in Bedingung 4 negativ (vergleiche Tabelle 15).

Es kann daher gesagt werden, daß die Erholungsdauer, gemessen an den Zeitkonstanten, mit zunehmendem Alter größer wird. Hierdurch wird bestätigt, daß im submaximalen Leistungsbereich der Verlauf der frühen Erholungsphase, soweit er durch die beiden Zeitkonstanten charakterisiert ist, vom Alter der Probanden beeinflusst wird. Obwohl die frühe Erholungsphase von einigen Untersuchern als konstant und von Einflußgrößen unabhängig beschrieben wird (siehe 4), läßt sich durch uns eine Altersabhängigkeit der frühen Erholungsphase in Übereinstimmung mit Andersen (2) Åstrand (4) Barman (7) und Borg u. Linderholm (10) nachweisen.

Außerdem wird der Einfluß der Körperposition auf die Zeitkonstanten sichtbar. Im Liegen ist die Altersabhängigkeit

der Zeitkonstanten bei gleicher Leistung deutlicher als bei sitzender Belastung (vergleiche Tabelle 15). Es zeigt sich die für den Arbeitsversuch bekannte Tatsache der unterschiedlichen Frequenzregulation im Liegen und Sitzen, wobei die jüngeren Probanden besonders stark, die älteren jedoch weniger auf die orthostatische Belastung reagieren. Dieser Eindruck entsteht auch bei Vergleich der Erholungsparameter in Tabelle 10. Unabhängig davon spielt möglicherweise für die Altersabhängigkeit Trainingsmangel eine Rolle, da in unseren Probandengruppen die älteren weniger sportlich aktiv sind als die jüngeren. Wie MILIC-EMILI (42) nachgewiesen hat, sind die Zeitkonstanten vom Trainingszustand abhängig.

Mittels der Steilheit lassen sich 3 charakteristische Abschnitte der Erholungskurve beschreiben: Im Bereich des steilen Frequenzabfalls der frühen Erholungsphase (b_1) beträgt der Frequenzabfall durchschnittlich 30 Pulse pro min.

Im darauffolgenden flacheren Kurvenanteil b_2 fällt die Frequenz um ca. 5 Schläge/min, und im sich daran anschließenden sehr flachen Kurvenanteil (b_3) beträgt der Frequenzabfall nur durchschnittlich 1 Puls • min. In Tabelle 16 sind willkürlich die durchschnittlichen Steilheiten für die erste, zweite und dritte Minute nach Belastung dargestellt, um die erheblichen Unterschiede zu verdeutlichen.

Die Erholungskonstanten $t_{0,5}$ und $t_{0,63}$ weisen erhebliche Streuungen auf. Sie lassen sich dennoch verschiedenen Bereichen der Erholungskurve mit unterschiedlicher Steilheit zuordnen.

$t_{0,5}$ liegt meist am Ende der steilen frühen Erholungsphase (b_1) oder am Beginn der Übergangsphase mit flacherem Frequenzabfall.

$t_{0,63}$ liegt meist am Ende des flacheren Kurvenabschnitts (b_2) oder am Beginn des dritten Kurvenabschnitts mit minimalem Frequenzabfall (b_3).

4.5 Die Eigenarten der Erholungskurve und ihre mögliche Interpretation.

Die von Lewis (29) und zahlreichen weiteren Untersuchern beschriebene exponentielle Form der Pulserholungskurve läßt sich nach Christensen (13) beschreiben, wenn man 3 Punkte auf ihr kennt. Wie Margaria und Mitarbeiter (33) betonen, handelt es sich jedoch nicht um eine einfache Exponentialfunktion, sondern um 2 Funktionen, die einander überlagert sind. Hierbei soll die frühe Erholungsphase vorwiegend hämodynamischen Erholungsvorgängen, die spätere, flache Phase biochemischen Prozessen entsprechen, die die länger anhaltende geringe Erhöhung des Herzminutenvolumens bedingen. Weitere Untersucher unterscheiden ebenfalls zwei exponentielle Kurven, die sich durch ihren unterschiedlich raschen Frequenzabfall und damit verschieden großer "Halbzeit-Restitutionskonstanten" unterscheiden (41,42). Die rasche Komponente der Erholungskurve entspricht dabei der Deckung der alactaciden O_2 -Schuld, die langsame Komponente der Abtragung der lactaciden Sauerstoffschuld (22).

Nach Milic-Emili (42) existiert noch eine dritte Komponente, die mathematisch schlecht definierbar, Ausdruck des noch erhöhten Ruhestoffwechsels sein soll.

Für die angegebene Zweiphasigkeit werden zwar theoretische Erwägungen angeführt, in der Praxis jedoch ermitteln die Autoren ihre Kurven mit graphischen Verfahren, indem sie jeweils an den ordinatennahen Schenkel des (steilen) Kurvenanteils und den abszissennahen Schenkel des (flachen) Kurvenabschnittes Tangenten anlegen (41, p.253; 42, Abb. 1).

Bei diesem Vorgehen bleibt zwischen den beiden Tangenten ein Bereich der Kurve, der dem Übergang des steilen in den flachen Frequenzabfall entspricht und in dem meist die Halbwertszeit liegt. In diesem Bereich zeigt die exponentielle Kurve ein eigenes Verhalten, so daß die Annahme eines dreiphasigen Vorganges der Frequenzregelung naheliegt.

In der Literatur finden sich zahlreiche formale Beschreibungen, aus denen die Abhängigkeit der Erholungsfrequenzen von der Höhe der vorangegangenen Belastung zu ersehen ist (52,7,23,24,8,16,45,49,41). Dabei beginnen die Kurvenanteile mit geringerer Steilheit in Abhängigkeit von der Leistung zeitlich später (vergleiche Abb. 26 - 28). In unserer Untersuchung finden wir nach Ende der Belastung einen steilen Frequenzabfall bis ca. auf die Hälfte des Pulszuwachses. Wie in Abb. 24 zu sehen ist, tritt am Ende des steilen Frequenzabfalls eine Übergangsphase in Form eines weniger steilen Kurvenanteils auf, in dem der Pulszuwachs über einen Zeitraum von rund einer Minute auf ca. 30% des Ausgangswertes abnimmt. In diesem Bereich treten oft stärkere Schwankungen der Pulsfrequenz auf, insbesondere bei jüngeren Probanden und im Sitzen, so daß der Eindruck entsteht, daß die Frequenzregelung Störimpulsen unterliegt (vergl. Abb. 13,14,18 - 20, 26 - 28).

Der weitere, sehr langsame Frequenzabfall von 20% des Pulszuwachses bis auf Werte in der Nähe der Basisfrequenz entspricht einer dritten Komponente der Kurve, in der die Steilheit sehr gering und der Frequenzabfall sehr gleichmäßig ist. Wie von Milic-Emili (42) postuliert, handelt es sich hier um die dritte Komponente der Erholungskurve, die sich nur über lange Zeiträume der Basisfrequenz annähert.

Die in den flacheren Kurvenabschnitten, insbesondere in der Übergangsphase (b_2) zu beobachtenden Frequenzschwankungen werden nach Lamb (28) respiratorischen Einflüssen zugeordnet, nach Johnson (13) handelt es sich um "rhythmische Wellen als Ausdruck einer Ermüdungserscheinung", während sie nach Mechelke (37) Ausdruck einer instabilen Regelung des Blutdruckes sind, die zur Erhaltung eines Herzminutenvolumens bei metabölich bedingter peripherer Vasodilatation dient und diese Frequenzsteigerungen bedingt. Ähnliche Überlegungen stellt auch Stegemann (56) an. Zwei Arbeiten erklären die Pulsfrequenzschwankungen als rhythmische Beeinflussungen durch Atemmannöver (14,15).

Wir konnten diese Frequenzschwankungen in unseren Untersuchungsgruppen nur nach Belastung im Sitzen beobachten. Es liegt der Schluß nahe, daß es sich um einen orthostatischen Effekt bei metabolisch induzierter Tonusverminderung in den peripheren Gefäßen handelt.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß der Frequenzabfall mit ansteigender Leistung und zunehmendem Alter von höheren Frequenzwerten ausgeht, soweit es sich um submaximale Leistungen handelt (und die altersabhängige maximale Herzfrequenz nicht erreicht wird).

Anschließend an einen raschen Frequenzabfall mit einer hohen Steilheit (b_1) schließt sich ein Bereich mit geringerer Steilheit (b_2) an, indem die Herzfrequenz oft starken Schwankungen unterliegen kann. Hierauf folgt ein dritter Kurvenanteil mit nur geringerer Steilheit (b_3) und gelegentlich auftretenden rhythmischen Schwingungen. Diese Dreiteilung der Kurve ist jedoch nur im Sitzen deutlich zu beobachten.

Die Pulserholungskurve läßt sich somit beschreiben als die Summe von drei Kurven f_1 , f_2 , f_3 , deren erste beiden Komponenten mit großer Wahrscheinlichkeit e-Funktionen sind. Die Lage und Steilheit der ersten Funktion ist abhängig von der erbrachten Leistung, dem Alter (7,4,3,5,9) und der Körperposition, während sich die Teilfunktionen f_2 und f_3 als abhängig vom Trainingszustand erweisen (2,8,42,17,11,12).

Da dem Erholungsvorgang 3 verschiedene physiologische Grundvorgänge entsprechen (Beseitigung der alactaciden, der lactaciden Sauerstoffschuld und Rückkehr des beanspruchten Betriebsstoffwechsels zum Ruhewert) sind den drei Funktionen verschiedene Restitutionskonstanten zuzuordnen. Wie Johnson und Mitarbeiter (23) angegeben haben, folgt die Erholungskurve der Herzfrequenz nach Belastung der allgemeinen Gleichung $y(t) = a \cdot e^{-k \cdot t} + b$, wobei a und b Konstanten sind, t die Zeit nach Belastungsende in Sekunden darstellt und k die Dimensionen einer Geschwindigkeitskonstanten hat. Je besser der Trainings-

zustand, desto größer ist k und desto kleiner ist b (23).

Die praktische Berechnung von b und k ist schwierig, jedoch genügt es, bei der angegebenen Gleichung drei Pulswerte der Erholungsphase zu kennen, um die Erholungskurve zu definieren und a , b und k zu berechnen. Da sich Johnson (23) nicht näher mit der frühen Erholungsphase beschäftigt, macht er keine Angaben über die Genauigkeit kurz nach der Belastung, wobei die Berechnungen für die mittlere Erholungsphase recht präzise sind.

Ähnlich geht auch Millahn vor (41), der die Erholungskurve als eine Summe zweier überlagerter E-Funktionen ansieht, für die er die folgende allgemeine mathematische Formel angibt:

$$f(t) = a \cdot e^{-Rk_1 \cdot t} + b \cdot e^{-Rk_2 \cdot t} .$$

Die von Margaria und anderen (33) beschriebene langsame dritte Komponente der Erholungskurve ist hierbei wegen ihrer schlechten mathematischen Definierbarkeit nicht berücksichtigt. Sie kann auch für unsere Arbeit außer Betracht bleiben, da sie am Ende oder außerhalb unseres Beobachtungszeitraumes auftritt und mit der frühen Erholungsphase nicht in Beziehung steht.

Nach Hertle (20a) ist zur Beschreibung der Erholungskurve auch eine Formel geeignet, die für pharmakokinetische Ausscheidungsprozesse Anwendung findet (15a). Diese Gleichung muß zwei verschiedene Komponenten berücksichtigen: die nervös geregelte, als rascher, schwellenbegrenzter Vorgang bekannte frühe Erholungsphase und eine sich daran anschließende langsame freie Komponente, die durch humorale Prozesse gekennzeichnet ist. Während die erste Phase straff geregelt ist, treten am Übergang in die zweite Phase periodische bzw. "rhythmische" Schwingungen auf, wodurch die Bestimmung von Zeitkonstanten in diesem Bereich mit einem größeren Fehler behaftet ist. Die allgemeine mathematische Beschreibung dieses Vorganges kann wie folgt formuliert werden:

$$f(t) = (a-b) \cdot e^{-K_1 \cdot t} + b \cdot e^{-(K_2+K_3) \cdot t}$$

4.6 Zusammenfassung:

In der II. Medizinischen Universitätsklinik Mainz wurden 50 männliche Versuchspersonen, unterschieden in zwei Altersgruppen, mittels ergometrischer Arbeitsversuche im submaximalen und maximalen Leistungsbereich belastet. Die Versuche wurden systematisch bezüglich Belastungshöhe und Körperposition variiert. Es wurde sowohl gewichts- als auch oberflächenbezogen über acht Minuten belastet.

Ziel der Untersuchung war, möglichst viele erfaßbare Parameter auf ihren Aussagewert zu prüfen, soweit dieser die "physical working capacity" betrifft.

Es wurden in Ruhe, Arbeit und Erholung mehrere Frequenzparameter sowie das Blutdruckverhalten aufgezeichnet, außerdem die Erholungspulssummen, die Halbwertszeiten und die Steilheiten des Frequenzrückganges bestimmt. Als wesentliche Ergebnisse ließ sich nachweisen, daß sowohl das Alter wie auch die Körperposition einen Einfluß auf den Erholungsvorgang haben.

1. Der Einfluß der Körperposition auf den Erholungsvorgang:

Zur Prüfung des Einflusses der Körperposition wurde unter rechnerischer Konstanzhaltung des Alters die Erholung im Liegen und Sitzen verglichen. Als wesentliches Ergebnis läßt sich herausstellen, daß bei submaximaler Belastung im Liegen die Halbwertszeiten größer sind als im Sitzen; analog verhalten sich die Werte für $t_{0,63}$ (vergleiche Tab.10).

Auf die orthostatisch unterschiedliche Situation reagieren aber offenbar jüngere Probanden anders als ältere: Gruppe B (jung) hat im Sitzen eine längere Halbwertszeit als im Liegen. Bei Gruppe A (alt) ist die Halbwertszeit im Liegen 7 Sekunden länger als im Sitzen. Jüngere Versuchsteilnehmer haben im Liegen längere Erholungszeiten als im Sitzen, wogegen ältere Probanden eine solche positionsbedingte Differenz nicht aufweisen.

2. Zur Prüfung der Altersabhängigkeit der Erholungsparameter wurde für die gesamte untersuchte Gruppe eine Korrelationsmatrix erstellt (Koeffizienten für die

wichtigsten Beziehungen in Tab.15). Es lassen sich folgende altersabhängige Ergebnisse herausstellen:

Der Einfluß des Alters zeigt sich in statistisch auffälligen bzw. signifikanten Korrelationen für die Erholungspulssummen (EPS bzw. EPS_{1-6}) sowie für die Zeitkonstanten im submaximalen Belastungsbereich, wobei die Korrelation bei Belastung im Liegen wegen der stabilen Kreislaufverhältnisse besonders gut ist.

Auch zeigt sich eine straffe Beziehung zwischen dem Alter und der Steilheit der frühen Erholungsphase (b_1). Gleichzeitig ist diese Steilheit im Liegen geringer als im Sitzen. Bei jungen Probanden ist die Streuung der Pulsfrequenz in Ruhe, Arbeit und Erholung größer als bei alten Probanden.

Der Pulszuwachs unter Belastung ist im Liegen bei jüngeren Probanden größer als bei älteren Personen.

Die Steilheit der frühen Erholungsphase nimmt mit steigendem Alter ab, gleichzeitig wird mit zunehmendem Alter auch die Erholungsdauer größer.

3. Formanalytische Betrachtung der Erholungspulskurve:

An charakteristischen Beispielen wird das unterschiedliche Verhalten des Frequenzabfalls bei jungen und alten Probanden unter dem Einfluß der verschiedenen Versuchsbedingungen diskutiert.

Mittels der Steilheit des Frequenzabfalls werden drei charakteristische Abschnitte der Erholungskurve unterschieden, wobei sich der frühen Erholungsphase (Steilheit b_1) die Halbwertszeit zuordnen läßt, während sich im daran anschließenden Erholungsabschnitt (b_2) die Zeitkonstante $t_{0,63}$ findet.

Mittels des durchschnittlichen Steilheitsmaßes lassen sich drei Bereiche der Erholungskurve unterscheiden:

Die frühe Erholungsphase mit der durchschnittlichen Steilheit $b_1 = - 30$, die mittlere Erholungsphase mit einer Steilheit von durchschnittlich $b_2 = - 5$ und die

späte Erholungsphase mit $b_3 = -1$ (P/min).

Die von verschiedenen Untersuchern in der Literatur gegebenen Interpretationen der Erholungsphase werden diskutiert und mit unseren Ergebnissen in Beziehung gesetzt. Dabei schließen wir uns den Autoren an, die für den Erholungsvorgang der Herzfrequenz annehmen, daß er sich aus drei physiologisch unterschiedlichen Vorgängen zusammensetzt, deren erste beiden sich durch e-Funktionen darstellen lassen.

Zusammenfassend ist festzustellen, daß sich die Herzfrequenz nach dosierter ergometrischer Belastung mittels der Halbwertszeit, der Steilheit der frühen Erholungsphase (b_1) und den Erholungspulssummen gut beschreiben läßt. Diese Parameter unterliegen dem Einfluß von Alter, Körperposition und Belastungshöhe.

Im submaximalen Bereich werden sie durch Alter, Körperposition und Körpergewicht beeinflusst.

Für Rückschlüsse aus den Erholungswerten auf die körperliche Leistungsfähigkeit eignen sich bei submaximalen Belastungen im Liegen und Sitzen sowohl die Halbwertszeiten wie auch die Steilheit der frühen Erholungsphase, weniger dagegen $t_{0,63}$, die größeren Streuungen unterliegt. Hierfür präzise Grenzwerte zu bestimmen, muß Untersuchungen an größeren und homogenen Kollektiven vorbehalten bleiben.

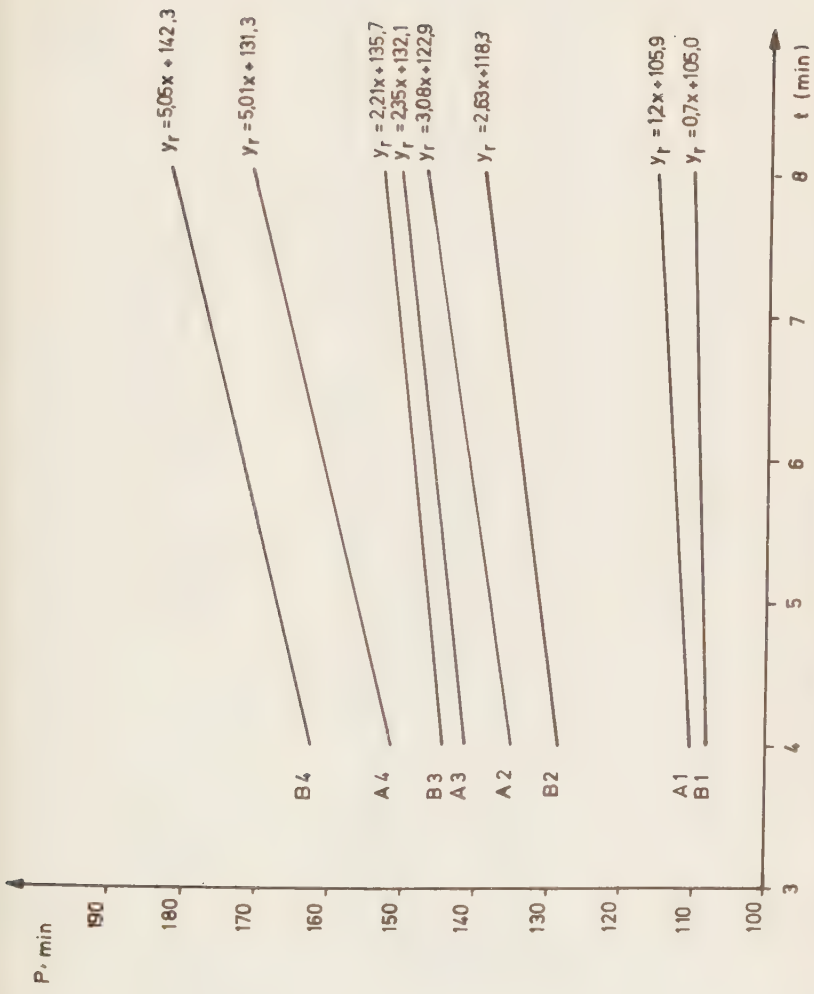


Abb. 1 Durchschnittlicher Frequenzanstieg (Steilheiten) während der Belastung.
(Ordinate: Herzfrequenz; Abszisse: Zeit.)

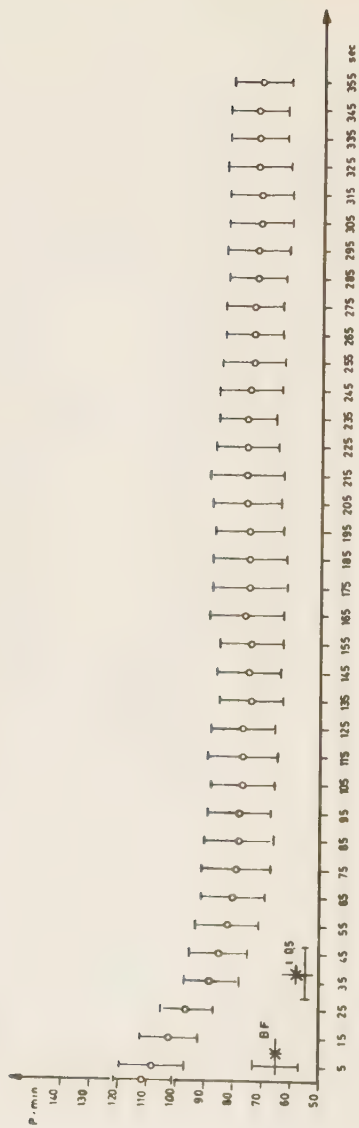


Abb. 2: Frequenzabfall in der Erholungsphase. Gruppe B(jung), Bedingung 1.

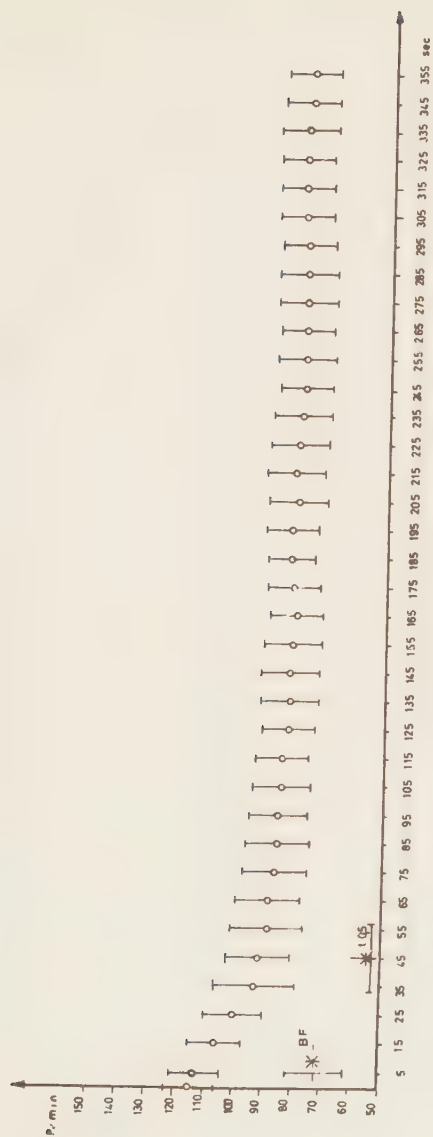


Abb.3: Frequenzabfall in der Erholungsphase. Gruppe A. Bedingung 1.

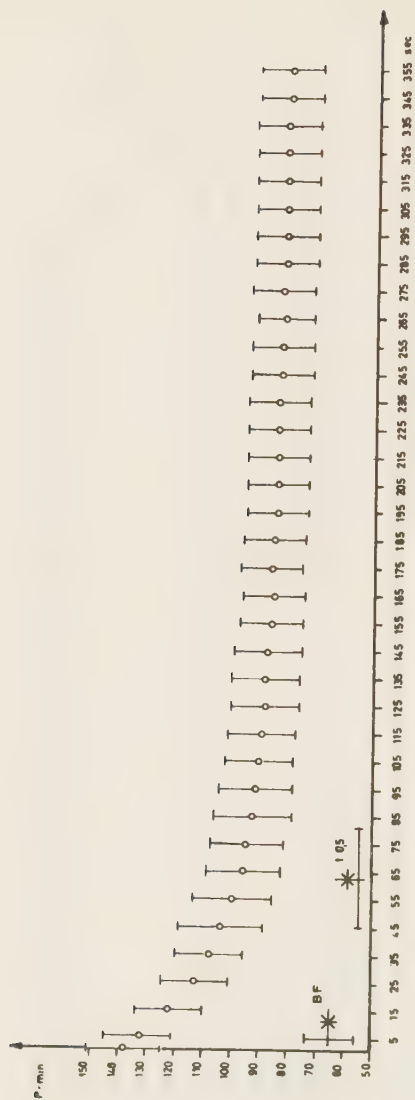


Abb. 4: Frequenzabfall in der Erholungsphase. Gruppe B, Bedingung 2.

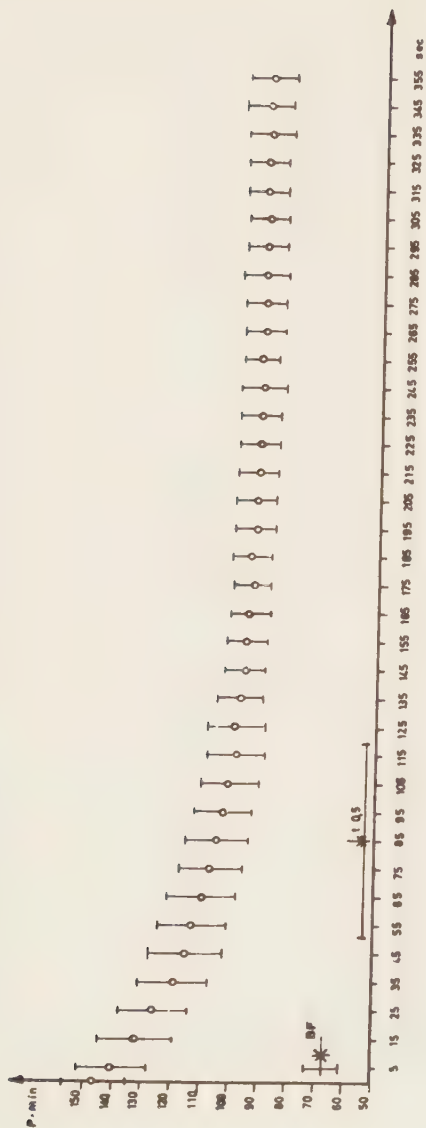


Abb. 5: Frequenzabfall in der Erholungsphase. Gruppe A, Bedingung 2.

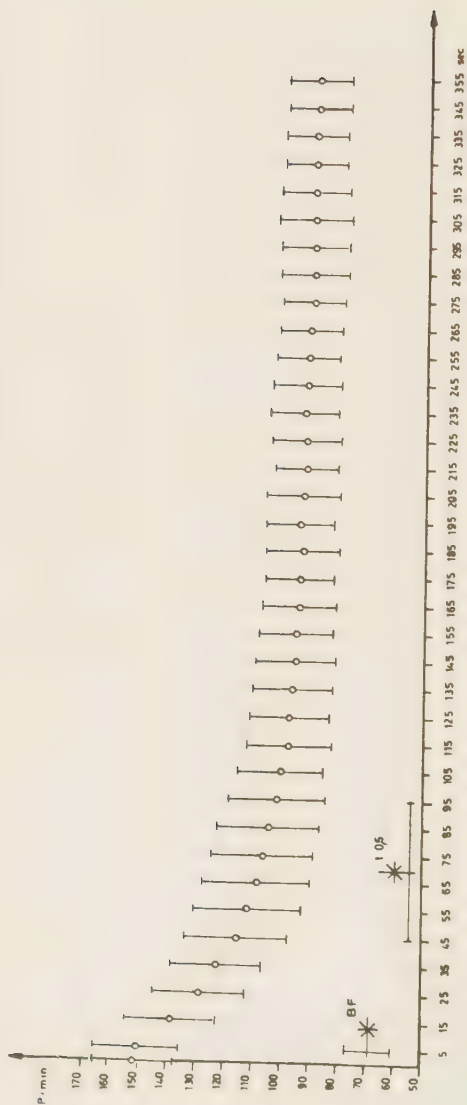


Abb. 6: Frequenzabfall in der Erholungsphase. Gruppe B, Bedingung 3.

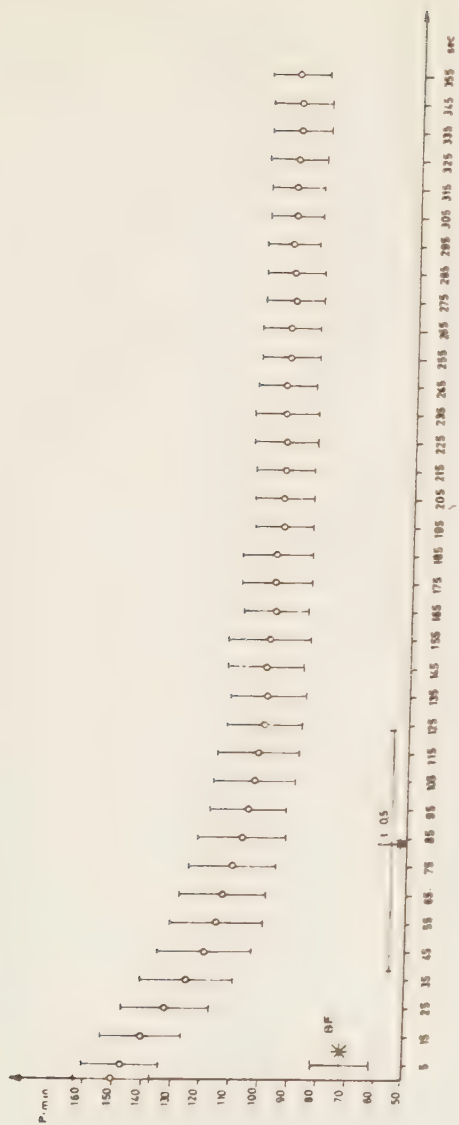


Abb. 7: Frequenzabfall in der Erholungsphase, Bedingung 3, Gruppe A.



Abb. 8:
Frequenzabfall in der Erholungsphase. Bedingung 4, Gruppe B.

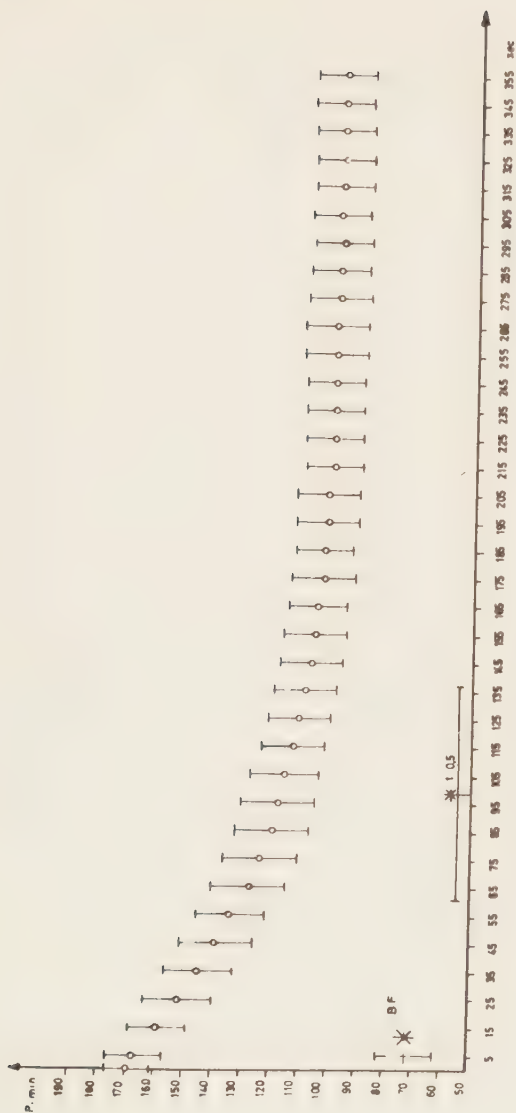
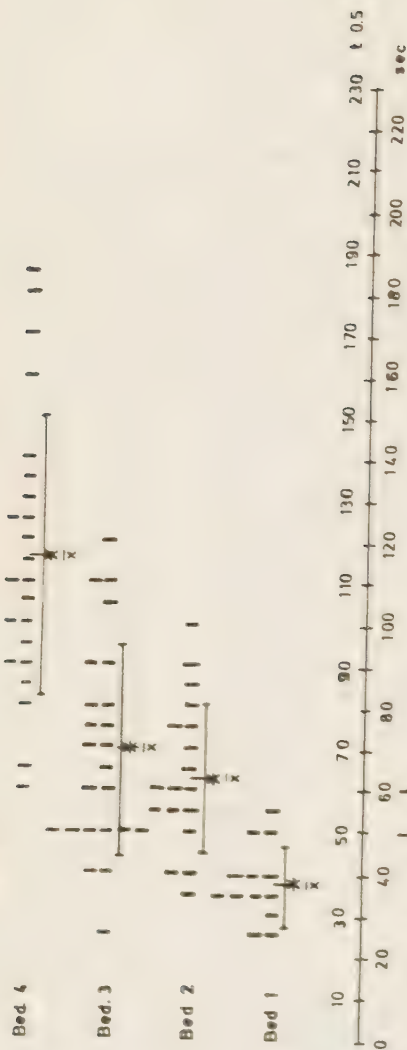


Abb. 9: Frequenzabfall in der Erholungsphase. Gruppe A, Bedingung 4.

Jung (B)



Alt (A)

Abb. 10: Diagramm über die Verteilung der Halbwertszeiten in den einzelnen Belastungsstufen und Altersgruppen, Mittelwerte und Standardabweichungen von $T_{0.5}$ (sec).



Abb. 11: Diagramm über die Verteilung der $T_{0.63}$; Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Altersgruppen und Belastungsstufen.



Abb.12:Diagramm über die Verteilung der Erholungspulssummen(EPS) der ersten 3 Minuten in den einzelnen Belastungsstufen und Altersgruppen.

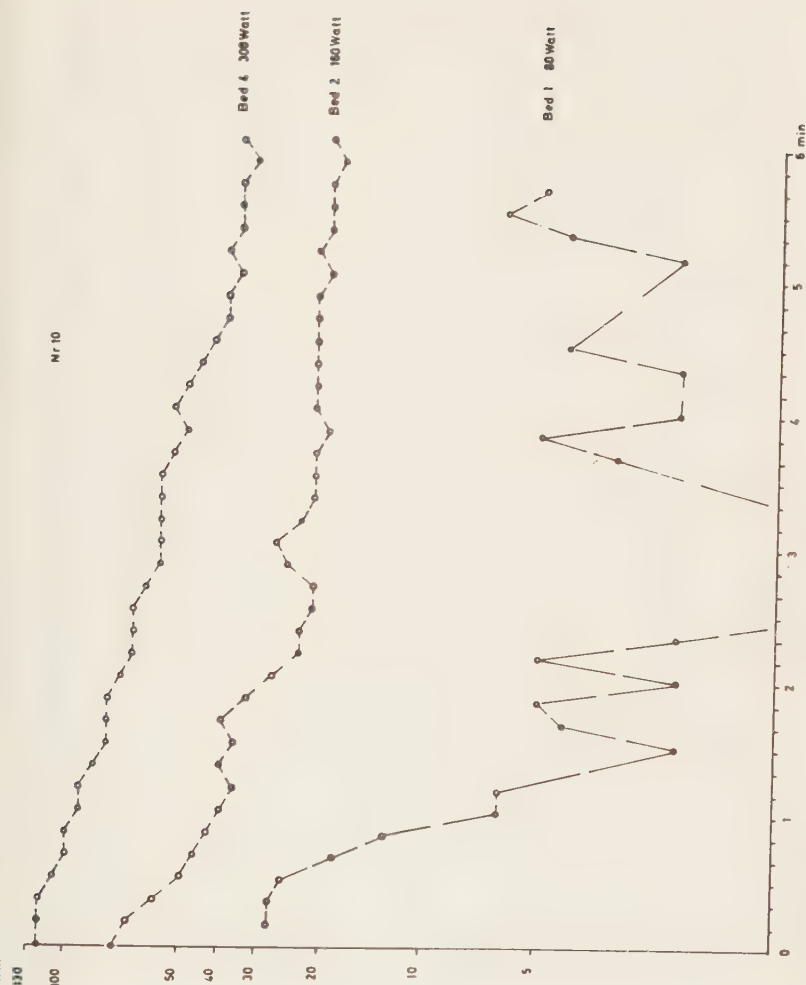


Abb. 13: Verhalten der Herzfrequenz nach Belastung in drei verschiedenen Bedingungen.
 Proband lo. Ordinate: Pulswachstum (Pulse·Min) logarithmischer Maßstab, Abszisse:
 Zeit nach Belastung in Minuten, linearer Maßstab.

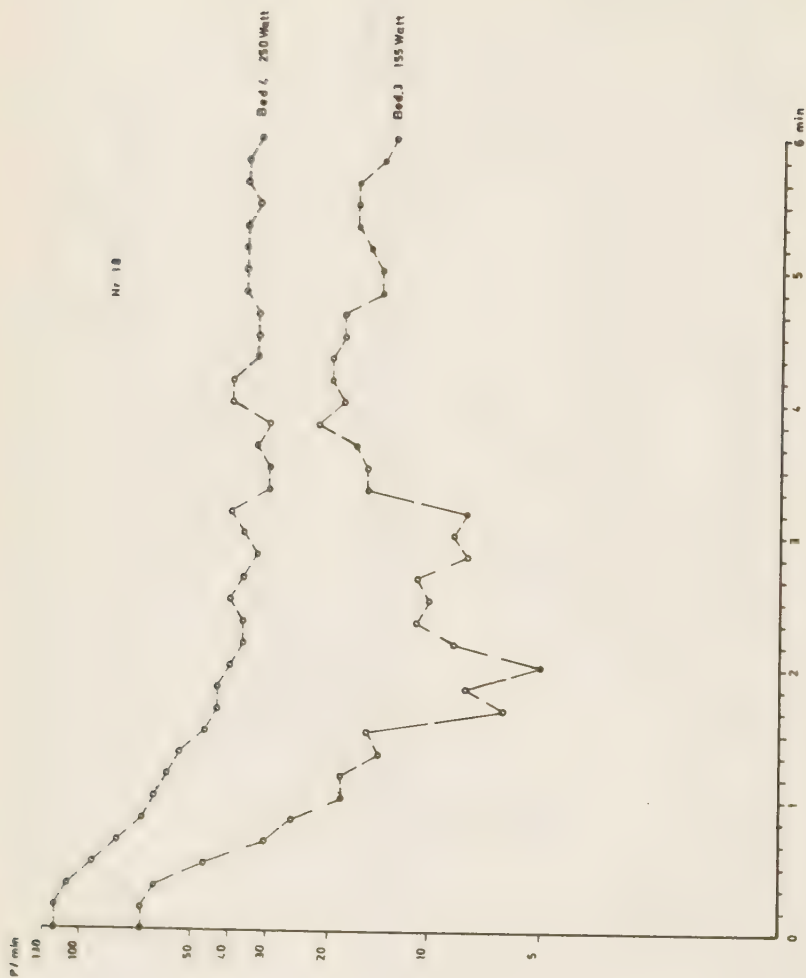


Abb.14: Verhalten der Herzfrequenz nach Belastung mit zwei verschiedenen Intensitäten bei einem jungen Probanden(18) im Sitzen.

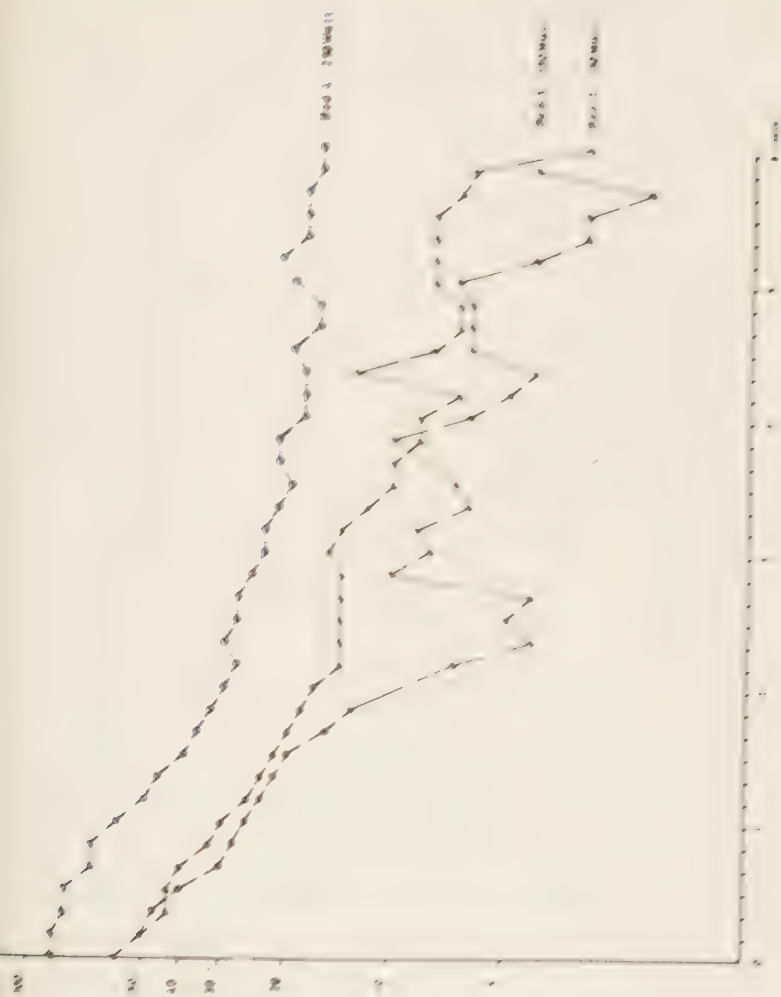


Abb. 15. Proteinanalyse nach Gelatintest unter drei verschiedenen Bedingungen bei einem alten Patienten: 1) Ungefärbte, 2) gefärbte, 3) gefärbte und mit 1% Natriumcitrat versetzte, 4) gefärbte und mit 1% Natriumcitrat versetzte.

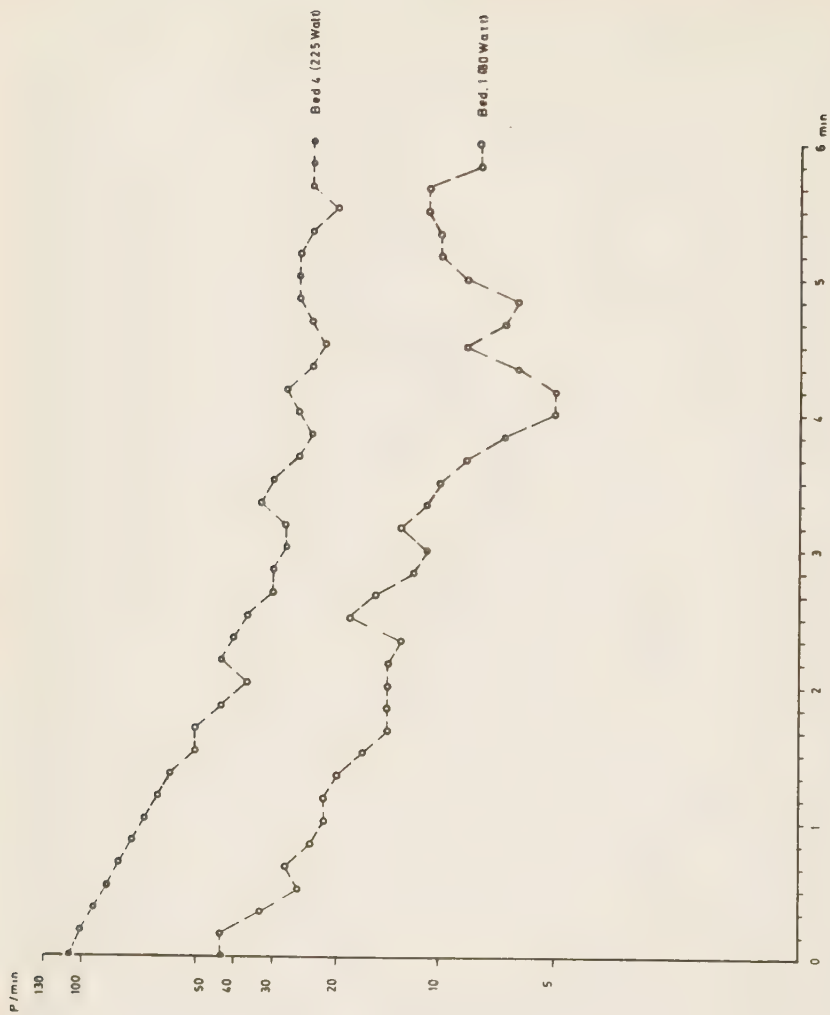


Abb. 16: Frequenzabfall nach Belastung im Liegen (1) und Sitzen (4) bei einem alten Probanden (33)

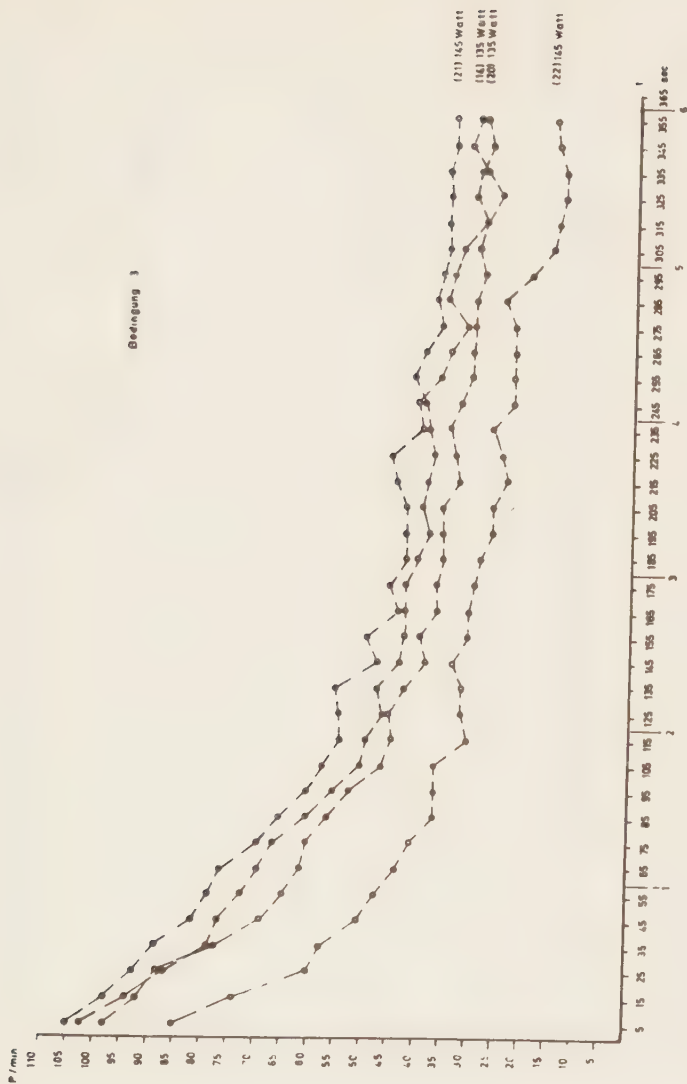


Abb. 17: Frequenzabfall nach Belastung im Sitzen mit 75 Watt $\cdot$ m² Körperoberfläche bei vier jungen Probanden. Fast gleich steile frühe Phase, Trainingszustand entsprechend der unterschiedlichen Herzfrequenz.

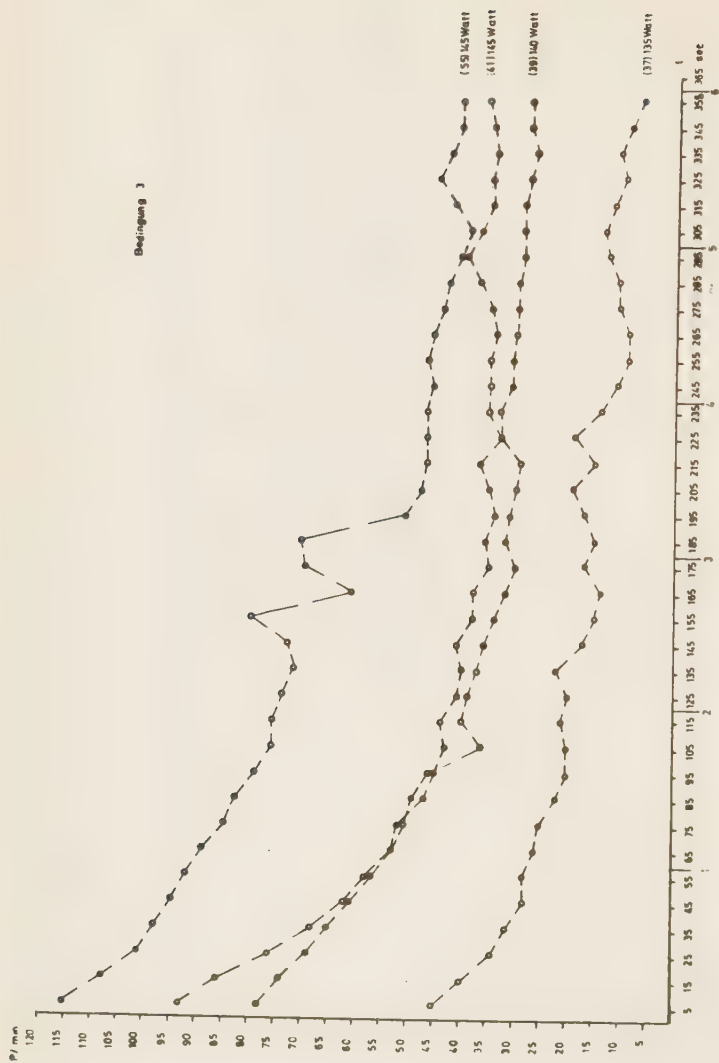


Abb. 18: Frequenzabfall nach Belastung im Sitzen (Bed. 3) bei vier alten Probanden.
Erhebliche Unterschiede im Frequenzniveau.

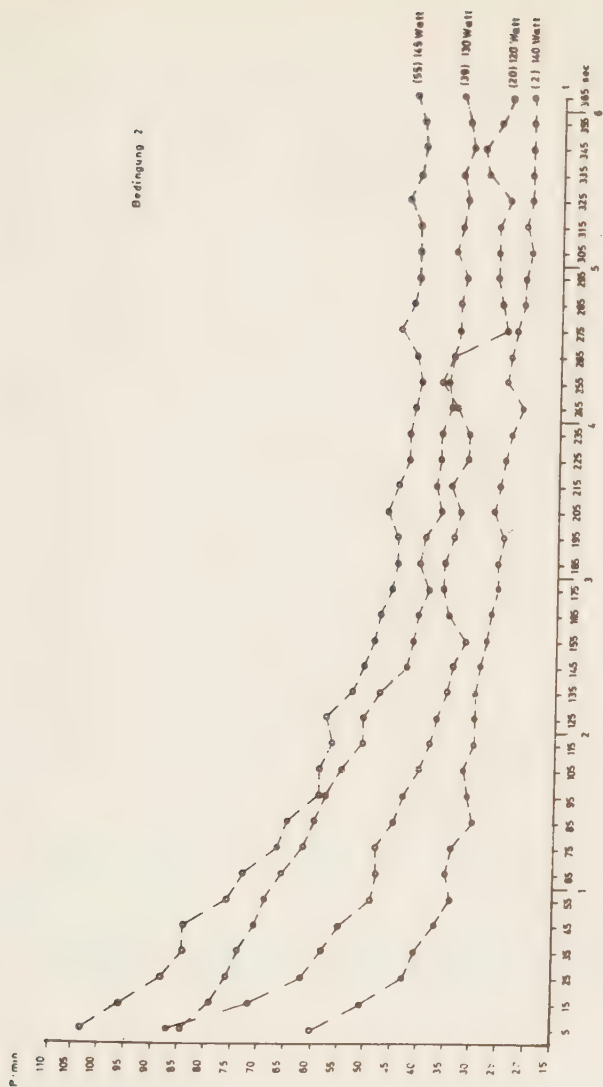


Abb. 19: Frequenzverhalten nach Belastung im Liegen (Bed. 2) Gegenüberstellung von zwei jungen (2, 20) und zwei alten Probanden (55, 39).

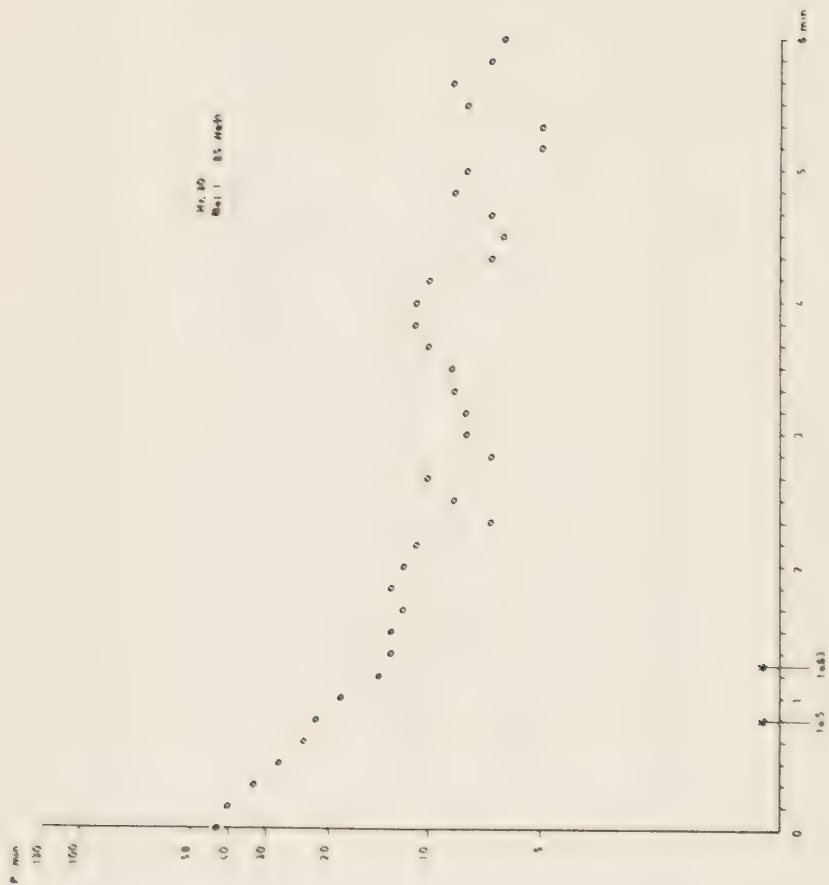


Abb. 20: Bedingung 1, Proband 30; Nach, kurzer, straff geregelter Frühphase der Erholung ausgeprägte Schwankungen der Herzfrequenz.

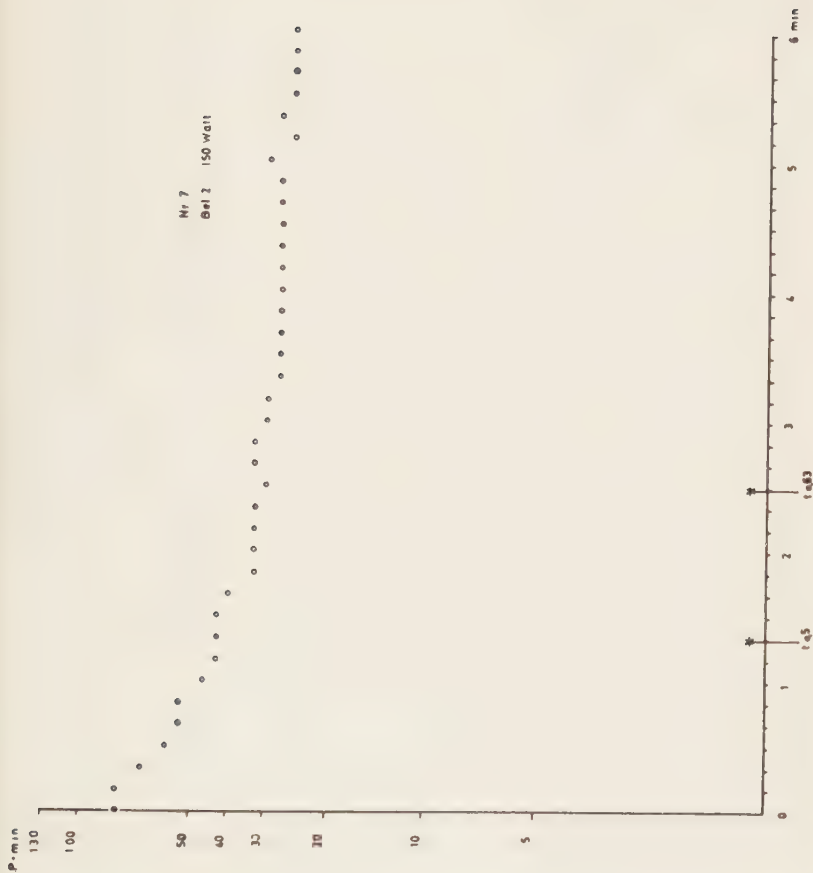


Abb. 21: Proband 35, Bedingung 2; sehr flacher Frequenzabfall nach mittlerer Belastung im Liegen.
Später Beginn der Frequenzschwankungen.

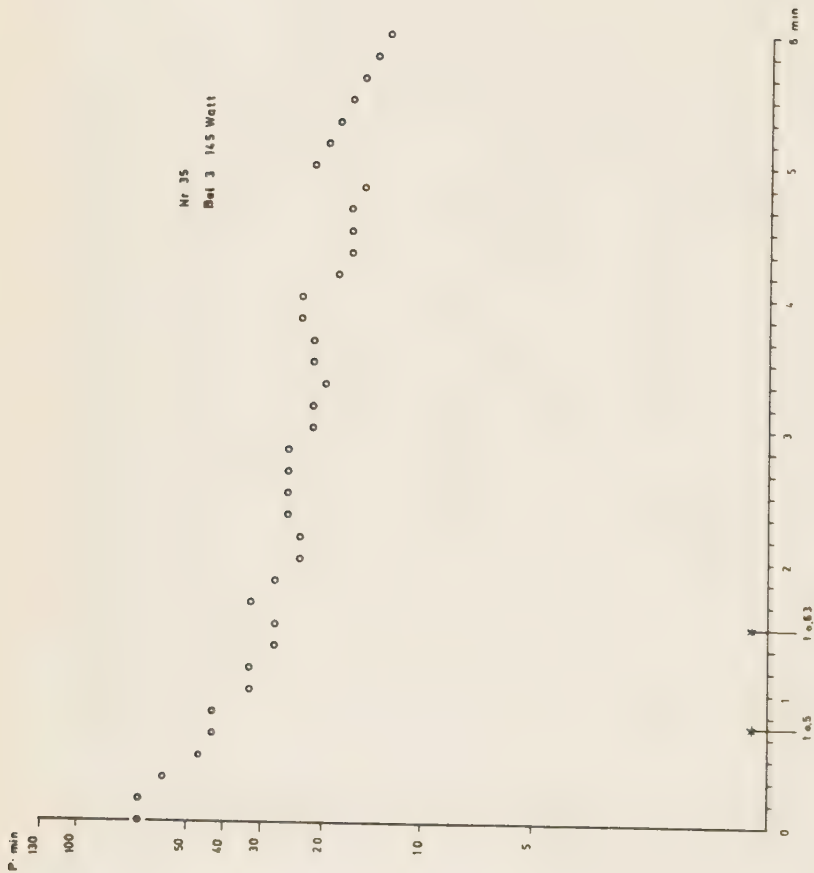


Abb. 22: Bedingung 3, Proband 35; bereits in der frühen Erholungsphase treten Frequenzschwankungen auf.

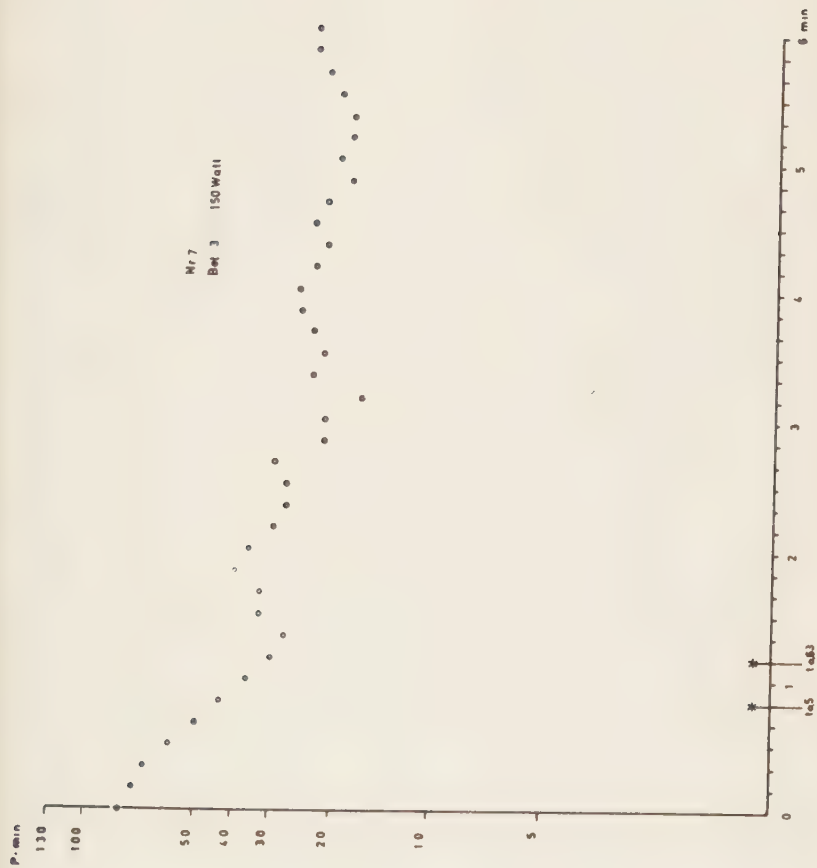


Abb. 23: Frequenzabfall nach Belastung bei Prob. 7, Bedingung 3. Nach sitzender Belastung steiler Frequenzabfall bis auf ca. 30% des Pulszuwachses, danach Beginn der Phase mit weniger strenger Regelung, Schwankungen der Frequenz.

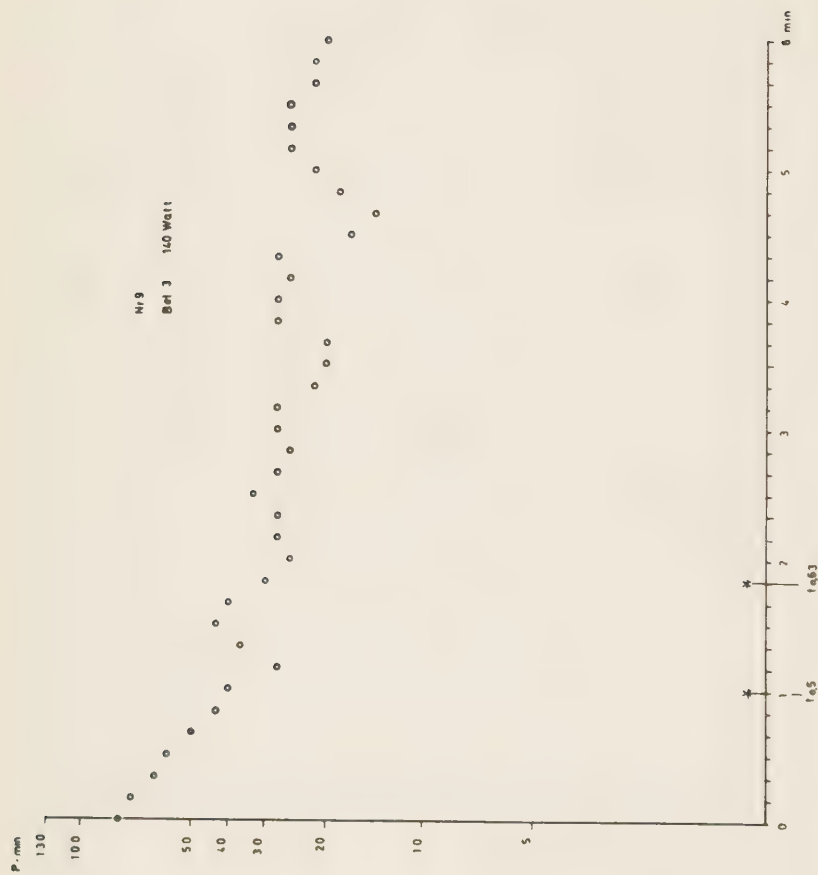


Abb. 24: Bedingung 3, Proband 9; Steile Frühphase, ab 30% des Pulszuwachses zunehmende Schwingungen des Frequenzabfalls.

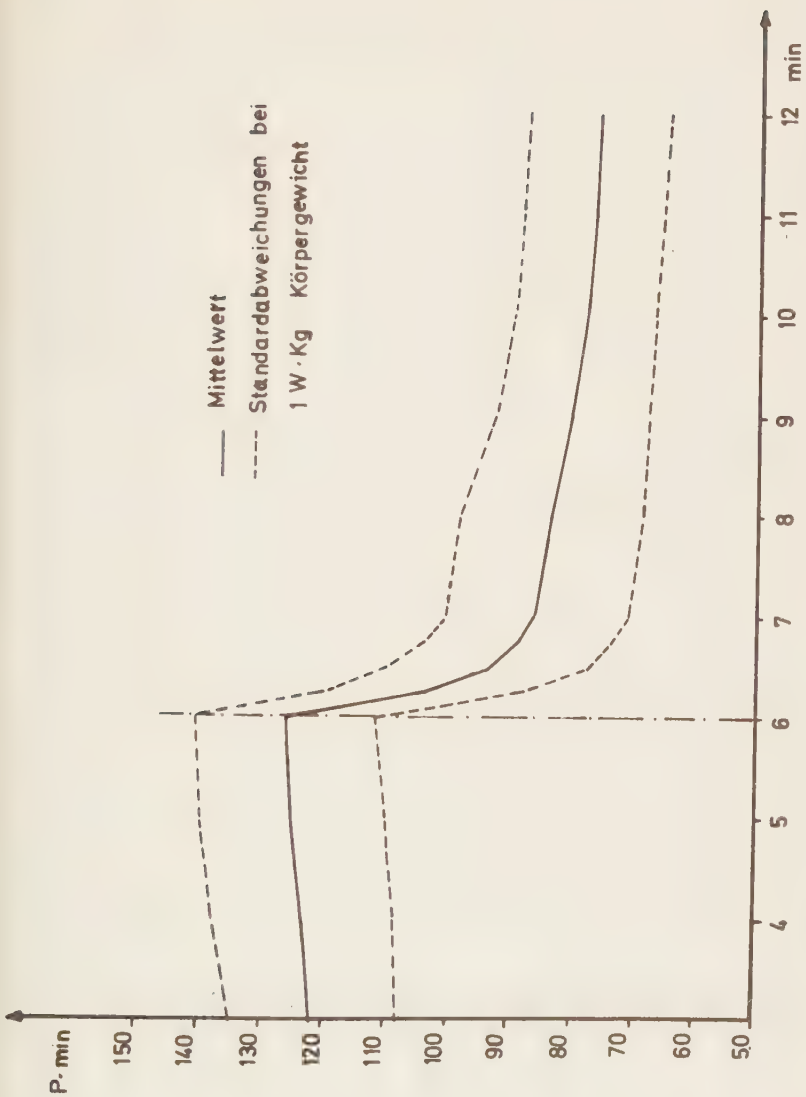


Abb. 25: Frequenzverhalten nach gewichtsbezogener Ergometerbelastung (Umzeichnung nach Dransfeld u. Mellerowicz (16)).

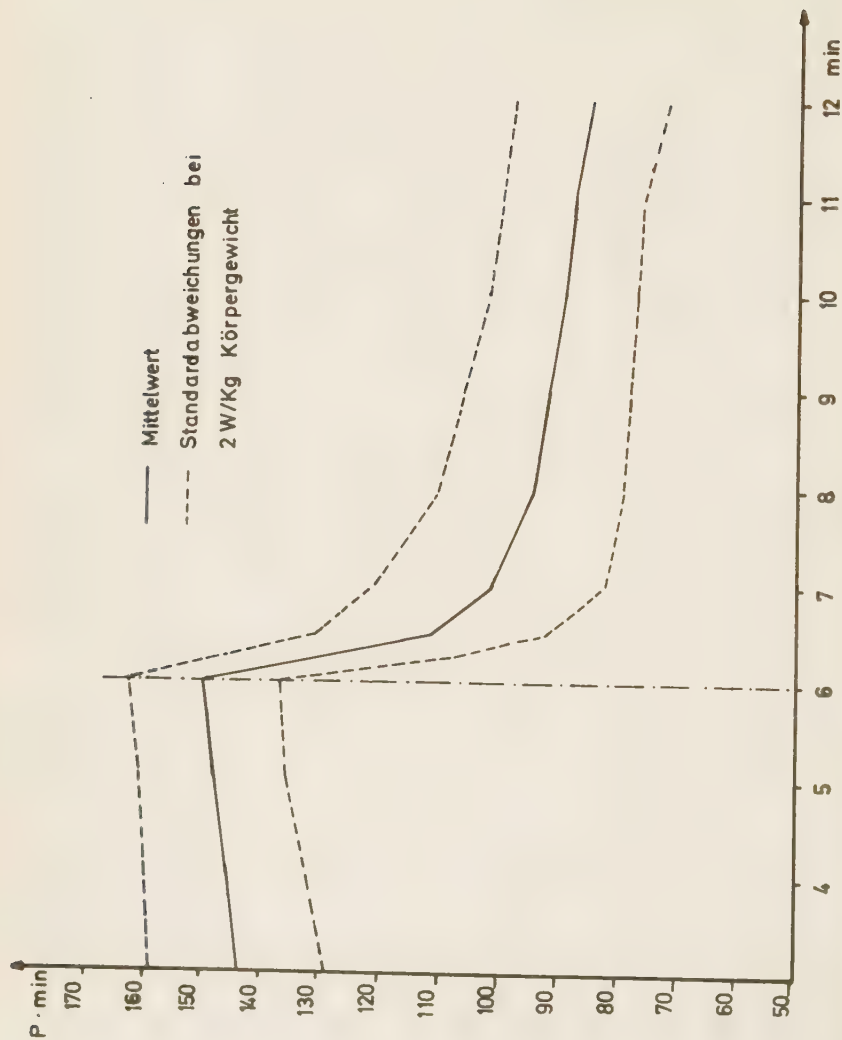


Abb. 26: Frequenzverhalten nach gewichtsbezogener Ergometerbelastung (entsprechend unserer Bedingung 3) Umzeichnung nach (16).

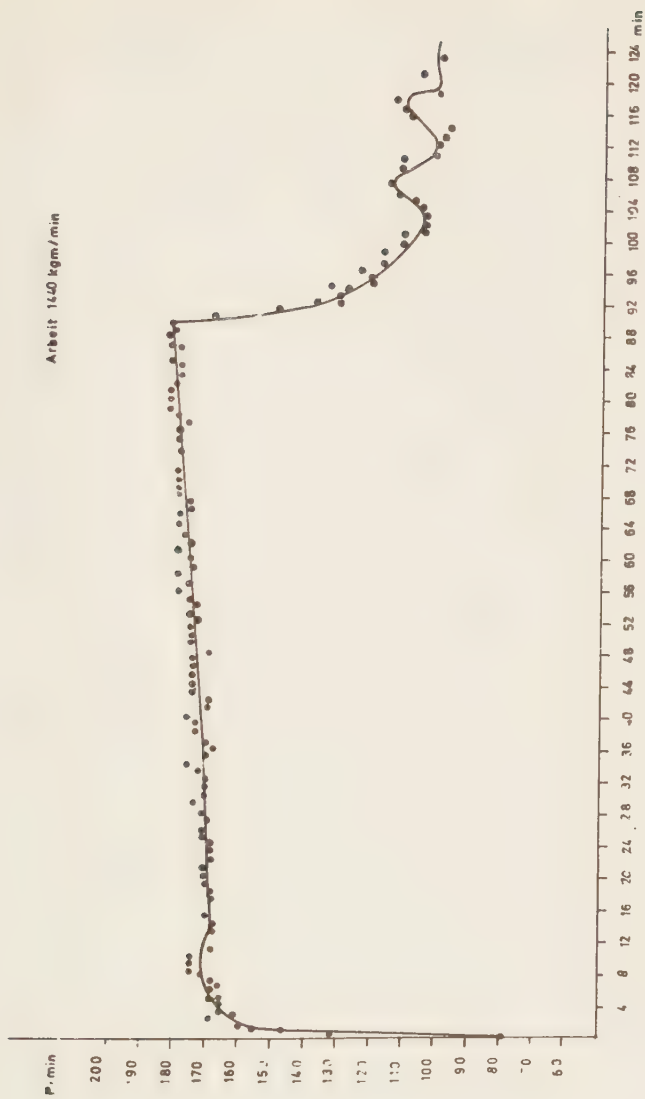


Abb. 27: Frequenzverhalten nach schwerer Belastung am Ergometer (1440 mkgp·min). Umzeichnung nach Christensen (11) Schwingungen im Frequenzabfall nach früher steiler Phase.

Tabelle 1 a. Gruppe B: Anthropometrische Daten

Name Nr. Abk.	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	F _k (m ²)	Broca- Index	Rel-Gew. kg	Abw. kg	Abw. %
<u>H.B. 1</u>	28	167	68	1,76	101	103	+ 6	+ 10
D.L. 2	28	180	81	2,00	101	108	+ 9	+ 13
P.D. 3	25	173	70	1,83	96	100	+ 4	+ 6
<u>D.D. 4</u>	31	187	74	1,98	85	88	- 3	- 6
<u>Sch. 5</u>	31	185	71	1,92	83	86	- 4	- 8
<u>H.Th. 6</u>	35	180	75	1,94	94	96	- 2	- 4
<u>L.Ed. 7</u>	30	171	69	1,80	97	96	+ 4	+ 7
<u>F.M.G. 8</u>	23	170	69	1,79	98	95	+ 5	+ 8
<u>N.P. 9</u>	25	187	75	1,98	86	92	- 1	- 2
<u>N.M. 10</u>	28	179	80	1,98	101	107	+10	+ 14
F.W. 11	31	172	84	1,97	116	116	+15	+ 23
V.Sch.12	26	168	57	1,65	84	84	- 5	- 8
K.B. 13	27	182	70	1,90	85	79	- 3	- 6
Th.K. 14	25	178	61	1,75	78	83	- 9	- 14
<u>W.G. 15</u>	28	178	77	1,94	101	104	+ 8	+ 10
P.Ft 16	26	175	72	1,87	96	96	+ 5	+ 8
H.W. 17	35	176	65	1,79	86	85	- 3	- 6
<u>R.LÜ. 18</u>	24	190	83	2,10	92	97	+ 3	+ 4
D.B. 19	34	183	88	2,10	106	108	+14	+ 19
W.D. 20	27	170	59	1,68	84	84	- 5	- 8
R.B. 21	23	178	77	1,95	99	92	+ 8	+ 10
P.Fs.22	21	170	55	1,63	79	83	- 9	- 14
W.K. 23	30	170	62	1,74	89	87	- 2	- 4
<u>K.Th. 24</u>	24	170	69	1,79	98	95	+ 5	+ 9

Tabelle 1 b. Gruppe A: Anthropometrische Daten

Name (Abk.)	Nr.	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	F. m ²	Broca Index	Rel. Gew.	Abw. (kg)	Abw. (%)
<u>W.P.</u>	<u>30</u>	57	175	83	1,97	114	110	+17	+25
<u>A.K.</u>	<u>31</u>	52	182	85	2,16	114	114	+22	+29,5
<u>H.W.</u>	<u>32</u>	46	170	74	1,84	106	100	+10	+16
<u>P.M.</u>	<u>33</u>	57	172	90	2,02	125	121	+25	+37
B.W.	34	53	167	83	1,93	124	117	+21	+34
<u>V.Sch</u>	<u>35</u>	55	176	80	1,96	105	103	+12	+17
K.D.	36	53	174	85	1,96	115	111	+18	+27
<u>H.K.</u>	<u>37</u>	57	176	77	1,93	101	101	+ 9	+13
G.Br.	38	50	172	83	1,95	117	111	+18	+27
F.K.	39	65	164	70	1,76	109	103	+10	+17
J.B.	40	57	165	70	1,79	93	101	+10	+16
W.H.	41	46	165	70	1,98	105	108	+12	+17
E.O.	42	60	176	71	1,87	83	91	+ 3	+ 4
G.B.	43	56	173	92	2,06	126	103	+25	+37
W.E.	44	58	173	77	1,95	106	101	+19	+17
H.Z.	45	47	183	84	2,08	102	103	+10	+14
J.K.	46	59	176	76	1,92	100	103	+ 8	+11
F.R.	47	49	165	68	1,74	105	100	+ 7	+12
E.H.	48	52	172	72	1,85	96	100	+ 7	+10
H.P.	49	48	174	91	2,08	123	120	+24	+36
K.St.	50	61	169	60	1,68	97	84	- 3	- 8
H.Hf.	51	47	169	74	1,85	107	103	+11	+18
J.L.	52	46	172	75	1,88	104	99	+10	+14
K.H.P.	53	44	169	76	1,85	110	106	+13	+20
F.B.	54	48	181	94	2,08	116	116	+22	+30
A.Kp.	55	55	174	78	1,92	106	103	+11	+17

Tabelle 2. Teilnahme am Versuch, Kennziffer, Alter

a) Gruppe B

Name	Nr.	Alter	Bedingung
<u>H.B.</u>	1	28	1 2 3 4
D.L.	2	28	1 2 3 4
P.D.	3	25	1 2 3 -
<u>D.D.</u>	4	31	1 2 3 4
<u>Sch.</u>	5	31	1 2 3 4
<u>H.Th.</u>	6	35	1 2 3 4
<u>L.Ed.</u>	7	30	1 2 3 4
<u>F.M.G.8</u>	23	1 2 3 4	
<u>N.P.</u>	9	25	1 2 3 4
<u>N.M.</u>	10	28	1 2 3 4
F.W.	11	31	- 2 3 4
V.Sch.	12	26	- - 3 4
K.B.	13	27	- 2 3 4
Th.K.	14	25	- 2 3 4
<u>W.G.</u>	15	28	1 2 3 4
P.F.	16	26	- 2 3 4
H.W.	17	35	- - 3 4
<u>R.L.</u>	18	24	1 2 3 4
.B.	19	34	- 2 3 4
W.D.	20	27	- 2 3 4
R.B.	21	23	- - 3 4
P.Fs.	22	21	- - 3 4
W.K.2	23	30	- 2 3 4
K.Th.	24	24	1 2 3 4

b) Gruppe A

Name	Nr.	Alter	Bedingung
<u>W.P.</u>	30	57	1 2 3 4
<u>A.K.</u>	31	52	1 2 3 4
H.W.	32	46	1 2 3 4
<u>P.M.</u>	33	57	1 2 3 4
B.W.	34	53	1 2 3 -
<u>V.Sc.</u>	35	55	1 2 3 4
K.D.	36	53	1 2 3 -
<u>H.K.</u>	37	57	1 2 3 4
G.Br.	38	50	1 2 3 -
F.K.	39	65	1 2 3 -
J.B.	40	57	1 - 3 -
W.H.	41	46	- - 3 4
E.O.	42	60	- - 3 4
G.B.	43	56	- - 3 4
W.E.	44	58	- 2 3 4
H.Z.	45	47	- - 3 4
J.K.	46	59	- - 3 4
F.R.	47	49	- - 3 4
E.H.	48	52	- - 3 4
H.P.	49	48	- - 3 4
K.St.	50	61	- - 3 4
H.Hf.	51	47	- - 3 4
J.L.	52	46	- - 3 4
KH.P.	53	44	- - 3 4
F.B.	54	48	1 - 3 -
A.Kp.	55	55	1 2 3 -

Tabelle 3. Mittelwerte der Parameter in der Ruhephase

Gruppe B.

Bedingung	Alter	Größe	Gewicht	Gewicht %	Basisfrequenz
1 (n = 13)	27,7 $\pm$ 4	178 $\pm$ 8	74 $\pm$ 5	2,5 $\pm$ 9,5	65 $\pm$ 8
2 (n = 20)	28 $\pm$ 3	178 $\pm$ 7	72 $\pm$ 8	3,95 $\pm$ 9,9	65 $\pm$ 9
3 (n = 24)	27,7 $\pm$ 4	177 $\pm$ 7	71 $\pm$ 8	2,5 $\pm$ 10,3	69 $\pm$ 8
4 (n = 23)	27,6 $\pm$ 4	176 $\pm$ 7	71 $\pm$ 8	2,1 $\pm$ 10,3	66 $\pm$ 9

Gruppe A

Bedingung	Alter	Größe	Gewicht	Gewicht %	Basisfrequenz
1 (n = 12)	55 $\pm$ 5	172 $\pm$ 5	81 $\pm$ 8	22,9 $\pm$ 7,9	72 $\pm$ 9
2 (n = 12)	55 $\pm$ 5	173 $\pm$ 5	81 $\pm$ 7	23 $\pm$ 7,9	67 $\pm$ 9
3 (n = 26)	53 $\pm$ 6	173 $\pm$ 5	79 $\pm$ 9	19,2 $\pm$ 10,7	72 $\pm$ 10
4 (n = 23)	52 $\pm$ 6	173 $\pm$ 4	79 $\pm$ 9	17,5 $\pm$ 11,4	72 $\pm$ 10

Tabelle 4. Mittelwerte der Leistung

a. Gruppe B.

Bedingung	$\bar{X} \pm s$	(W • min)	Min.	Max.
1 (n= 13)	74,6	4,3	70	80
2 (n= 20)	142	9,1	120	160
3 (n= 24)	142,5	9,2	115	160
4 (n= 23)	221,1	36,5	150	300

Stufen der Bedingung 4:

Zeit (bis Ende Min.)	2	4	6	8	$\sum Kw \cdot sec$
Leistung (W • min):	153	179	205	231	104,3

b. Gruppe A.

Bedingung	$\bar{X} \pm s$	(W • min)	Min.	Max.
1 (n= 12)	80,8	7,0	70	95
2 (n= 12)	140	6,4	130	150
3 (n= 26)	139,8	5,6	130	150
4 (n= 19)	197,4	28,4	140	250

Stufen der Bedingung 4:

Zeit (bis Ende Min.)	2	4	6	8	$\sum Kw \cdot sec$
Leistung (W • min)	142	167	187	199	84

Für die Bedingung 4 ist jeweils die Endstufe der alle zwei Minuten gesteigerten Belastung genannt. Die Mittelwerte der einzelnen Stufen sind gesondert angegeben.

Tabelle 4 c. Mittelwerte der Leistungen der Gruppe
für die verbundene Stichprobe

	X	$\pm$ s	X	$\pm$ s	X	$\pm$ s
Bedingung 1	77,4	6,4	74,5	4,2	82,5	6,9
Bedingung 2	143,2	8,6	145,4	9,3	139,1	5,8
Bedingung 3	143,2	8,1	145,5	8,5	139,1	5,8
Bedingung 4	239,7	27,0	248,2	26,4	224,1	22,2
(Gruppe A+B, n = 17)			(Gruppe B, n = 11)		(Gruppe A, n = 6)	

Tabelle 5 a Mittelwerte der Parameter von Ruhe- und Arbeitsphase
Gruppe B

<u>Bed. 1 (n=13)</u>	Basisfrequenz	Arbeitsfrequenz	Puls	Steilheit b ₁
Mittelwert X	65,4	110,9	44,6	0,72
Standard- abweichung $\pm s$	7,7	10,3	5,2	0,39
Konfid.- Bereich (0,01)	59,9 < 71,9	102,2 < 119,6	40,2 < 48,9	-
<u>Bed. 2 (n=20)</u>				
Mittelwert X	64,6	137,7	73	2,63
Standard- Abweichung $\pm s$	9,4	13,3	12,7	1,8
Konfid.- Bereich (0,01)	58,6 < 70,6	129 < 146	65 < 81	-
<u>Bed. 3 (n=24)</u>				
Mittelwert X	68,8	152,1	83,6	2,21
Standard- Abweichung $\pm s$	8,2	14,2	13,3	1,01
Konfid.- Bereich (0,01)	64,1 < 73,5	144 < 160,2	75,9 < 91,2	-
<u>Bed. 4 (n=23)</u>				
Mittelwert X	65,8	179,9	114,1	5,05
Standard- Abweichung $\pm s$	8,2	8,6	8,8	2,3
Konfid.- Bereich	60,7 < 70,9	174,8 < 184,9	108,8 < 119,3	-

Tabelle 5 b

Mittelwerte der Parameter von Ruhe und Arbeitsphase

Gruppe ABedingung 1. Basisfrequ. Arbeitsfrequ. Pulszuwachs Steilheit (b_1)(n=12)
Mittelwert $\bar{X}$ 71,6 114,6 43,8 1,21Standard-
abweichung $\pm s$ 9,6 8,4 5,2 0,77Konfid.-
bereich
(0,01) 62,94 80,23 107,1 122,1 39,1 48,1 -Bedingung 2.(n=12)
Mittelwert $\bar{X}$ 66,8 145,7 78,8 3,08Standard-
abweichung $\pm s$ 6,2 11,3 12,5 1,0Konfid.-
bereich
(p=0,01) 61,3 72,4 136 156 67,6 90,0 -Bedingung 3.(n=26)
Mittelwert $\bar{X}$ 71,9 149,7 77,8 2,35Standard-
abweichung $\pm s$ 10,0 12,8 14,7 1,6Konfid.-
Bereich
(p=0,01) 66,4 77,4 143 157 69,8 85,8 -Bedingung 4.(n= 19)
Mittelwert $\bar{X}$ 71,8 168,8 97,5 5,01Standard-
abweichung $\pm s$ 9,7 7,8 11,9 2,2Konfid.-
bereich
(p=0,01) 65,4 78,2 163,7 174,0 89,0 105,4 -

Tabelle 6 a. Belastungshöhe der einzelnen Probanden in den
verschiedenen Stufen der Maximalbelastung
Watt · min Gruppe B.

lfd. Nr.	Stufe 1	Stufe 2	Stufe 3	Stufe 4	Leistung(Kw . sec)
1	175	200	225	250	102,0
3	200	225	250	250	111,5
4	175	200	225	250	102,0
5	150	175	200	200	87,0
6	175	200	225	250	102,0
7	160	190	220	270	100,8
8	175	200	225	250	102,0
9	175	200	225	250	102,0
10	150	200	250	300	108,0
18	175	200	225	250	102,0
24	160	180	200	220	91,2
11	175	200	225	200	96,0
12	120	140	160	180	72,0
13	150	175	200	200	87,0
14	150	175	200	200	87,0
15	150	180	210	210	90,0
16	175	200	225	250	102,0
17	130	160	190	210	82,8
19	140	160	190	190	81,6
20	125	150	175	175	75,0
21	90	120	150	150	61,2
22	130	150	150	180	73,2
23	125	150	175	200	78,0

Tabelle 6 b Belastungshöhe der einzelnen Probanden in den verschiedenen Stufen der Maximalbelastung (Watt . min) Gruppe A

lfd. Nr.	Stufe 1 Watt . min	Stufe 2 Watt . min	Stufe 3 Watt . min	Stufe 4 Watt . min	Leistung (Kw .sec)
30	160	180	200	220	91,2
31	175	200	225	250	102,0
32	150	175	200	225	90,0
33	150	175	200	225	90,0
35	150	180	210	240	93,6
37	135	160	185	185	79,8
41	150	175	200	200	87,0
42	150	175	200	200	87,0
43	150	175	200	200	87,0
44	150	175	200	200	87,0
45	150	175	200	225	90,0
46	150	175	200	200	87,0
47	130	155	180	180	77,4
48	120	140	160	160	69,6
49	140	160	180	180	79,2
50	120	140	140	140	64,8
51	110	130	150	170	67,2
52	130	160	190	190	80,4
53	130	150	170	190	76,8

Tabelle 6 c Leistungen (Kw • sec) in den Belastungsbedingungen Nr. 1 bis Nr. 4 für die alte und die junge Gruppe

Gruppe A					Gruppe B				
lfd.Nr.	Bed. 1	Bed. 2	Bed. 3	Bed. 4	lfd.Nr.	Bed. 1	Bed. 2	Bed. 3	Bed. 4
30	40,8	69,6	69,6	91,2	1	38,4	67,2	67,2	102,0
31	43,8	62,4	62,4	102,0	3	25,2	69,6	69,6	111,5
32	36,0	67,2	67,2	90,0	4	36,0	67,2	67,2	102,0
33	38,4	67,2	67,2	90,0	5	25,2	64,8	64,2	87,0
35	38,4	69,6	63,4	93,6	6	36,0	64,8	64,8	102,0
37	38,4	64,8	64,8	79,8	7	38,4	72,0	72,0	100,8
34	40,8	64,8	67,2	-	8	25,2	67,2	69,6	102,0
36	40,8	72,0	72,0	-	9	36,0	67,2	67,2	102,0
38	40,8	67,2	67,2	-	10	38,4	76,8	76,8	108,0
39	36,0	62,4	67,2	-	18	25,2	74,4	74,4	102,0
40	36,0	-	64,8	-	24	25,2	67,2	67,2	91,2
41	-	-	69,8	87,0	2	38,4	67,2	67,2	-
42	-	-	67,2	84,6	11	-	67,2	69,6	96,0
43	-	-	67,2	87,0	12	-	-	69,6	72,0
44	-	69,6	69,6	87,0	13	-	69,6	69,6	87,0
45	-	-	69,6	90,0	14	-	67,2	64,8	87,0
46	-	-	69,6	87,0	15	-	76,8	74,4	90,0
47	-	-	62,4	77,4	16	-	67,2	74,4	102,0
48	-	-	67,2	69,6	17	-	-	64,8	82,8
49	-	-	67,2	79,2	19	-	64,8	69,6	81,6
50	-	-	62,4	64,8	20	-	57,6	64,8	75,0
51	-	-	62,4	67,2	21	-	-	69,6	61,2
52	-	-	64,8	80,4	22	-	-	55,2	73,2
53	-	-	67,2	76,8	23	-	67,2	67,2	78,0
54	38,4	-	69,6	-					
55	38,4	69,6	69,6	-					

Tabelle 7. Mittelwerte und Standardabweichungen der
Endfrequenzen ($F_{st.-st.}$) und des Pulszuwachses (ΔP)

a) verbundene Stichprobe, alte Gruppe (n=6)

	$F x$	$+ s$	$\Delta P \bar{x}$	$\pm s$
Bed. 1	114,6	5,85	43,8	5,8
Bed. 2	142,0	13,2	74,3	11,0
Bed. 3	145,8	14,6	69,5	15,8
Bed. 4	171,6	10,8	97,8	15,9

b) verbundene Stichprobe, junge Gruppe (n=11)

	$F x$	$+ s$	$\Delta P \bar{x}$	$\pm s$
Bed. 1	110,5	10,8	43,9	4,74
Bed. 2	138,4	14,6	76,6	9,8
Bed. 3	145,9	14,4	77,5	10,1
Bed. 4	182,0	8,7	115,4	9,2

Tabelle 8

Mittelwerte der Zeitkonstanten $T_{0,5}$ und $T_{0,63}$

(Unverbundene Stichprobe)

$T_{0,5}$ Gruppe	Bedingung 1		Bedingung 2		Bedingung 3		Bedingung 4	
	A	B	A	B	A	B	A	B
n	12	13	12	20	26	24	19	23
$\bar{x}$	45	38	84,9	63	78,5	69,8	99	116
$\pm s$	12,4	9,3	34,4	18,2	39,9	24,8	38,8	34

 $T_{0,63}$

n	12	13	12	20	26	24	19	23
$\bar{x}$	94	66,5	185	120	128,5	118	153	201
$\pm s$	57,8	25,1	105,5	54	68	54,6	73	72,5

Tabelle 9 Mittelwerte der Zeitkonstanten $T_{0,5}$ und $T_{0,63}$

(Verbundene Stichprobe)

Gruppe	Bedingung 1		Bedingung 2		Bedingung 3		Bedingung 4	
Gruppe	A	B	A	B	A	B	A	B
$T_{0,5}$ n	6	11	6	11	6	11	6	11
$\bar{x}$	44	38	82,5	65,5	79	61	96,7	122,3
$\pm s$	15	10	38,6	14	17	17	17,5	41,5
$T_{0,63}$ n	6	11	6	11	6	11	6	11
$\bar{x}$	98	62	172	133	138	94,5	140	201
$\pm s$	68,8	24,4	99	38,6	92,8	22,4	37,4	79,7

Tabelle 10 a Durchschnittswerte zum Vergleich der Positionsabhängigkeit (Bedingung 2 und 3) in der gemischten Gruppe (unverbundene Stichprobe)

	X	$\pm s$	$\bar{X}$	$\pm s$
EPS ₁₋₃	309,06	35,44	334,92	43,75
t _{0,5}	71,25	27,1	74,3	33,5
t _{0,63}	144,4	82,24	123,6	61,53
EPS ₁₋₆	571,34	65,99	612,94	70,81
Steilheit b ₁	- 36,3	11,3	- 42,32	12,64
EPS ₁₋₃ (netto)	112,8	34,0	123,6	41,3
EPS ₁₋₆	178,7	63,7	190,4	68,7

Bedingung 2 (n=32)

Bedingung 3 (n=50)

Tabelle 10 b. Durchschnittswerte zum Vergleich der Positionsabhängigkeit (Bedingung 2 und 3) in der verbundenen Stichprobe (n= 17, Gruppe A + B)

	X	$\pm s$	X	$\pm s$
EPS ₁₋₃	306	26,4	324,5	34,7
t _{0,5}	71,5	25,6	67,4	29,8
t _{0,63}	147	66,2	110	58,9
EPS ₁₋₆	569	54,7	595,8	59,3
b ₁	- 34,5	8,4	-40,0	12,8

Bedingung 2

Bedingung 3

Tabelle 11 Erholungspulssummen der Einzelminuten

Mittelwerte, Standardabweichung, Konfidenzbereich

Gruppe B. Liegende Belastung

Bedingung 1. n=13

	Mittelwert $\bar{x}$	Stand.-Abw. $\pm s$	Konfid.-Bereich (p = 0,01)	
EPS 1	91,84	12,66	81,11	102,57
EPS 2	79,00	13,65	67,43	92,56
EPS 3	76,53	13,28	65,28	94,00
EPS 4	75,38	12,90	64,45	86,31
EPS 5	73,46	12,21	63,11	83,80
EPS 6	71,76	11,96	50,00	91,00

Bedingung 2, n = 20

EPS 1	113,10	12,48	105,11	121,08
EPS 2	94,05	11,90	86,43	101,66
EPS 3	90,20	9,84	83,90	96,49
EPS 4	86,45	11,39	79,16	94,73
EPS 5	84,65	10,33	78,03	91,26
EPS 6	83,20	10,36	76,56	89,83

Tabelle 11 Erholungspulssummen der Einzelminuten
Mittelwerte, Standardabweichung, Konfidenzbereich

Gruppe B Sitzende Belastung

Bedingung 4, n = 23

	$\bar{x}$	$\pm s$	Konfid. Bereich (p = 0,01)	
EPS 1	162,26	14,19	153,91	170,60
EPS 2	130,65	12,29	123,42	137,87
EPS 3	117,69	11,08	111,17	124,21
EPS 4	110,82	9,56	105,20	116,44
EPS 5	105,91	8,82	100,72	111,09
EPS 6	104,34	8,68	99,24	109,45

Bedingung 3 n = 24.

EPS 1	130,54	16,34	121,17	139,90
EPS 2	105,83	16,93	96,12	115,53
EPS 3	98,29	13,05	71,00	123,00
EPS 4	95,79	11,42	89,24	102,34
EPS 5	93,66	11,83	86,88	100,44
EPS 6	91,66	12,41	84,55	98,78

Tabelle 12 Erholungspulssummen der Einzelminuten.
Mittelwerte, Standardabweichung, Konfidenzbereich

Gruppe A. Liegende Belastung

Bedingung 1. n = 12.

	Mittelwert $\bar{x}$	Stand.-Abw. $\pm s$	Konfid. Bereich (p = 0,01)	
EPS 1	100,33	9,33	74,24	90,08
EPS 2	89,66	10,39	80,34	98,98
EPS 3	84,0	8,89	76,02	91,79
EPS 4	83,25	9,17	75,02	91,47
EPS 5	81,66	9,39	73,24	90,08
EPS 6	79,0	9,70	70,29	87,70

Bedingung 2 n = 12.

EPS 1	124,66	13,51	112,55	136,78
EPS 2	105,25	10,46	95,86	114,63
EPS 3	98,50	7,86	91,4	105,55
EPS 4	94,00	7,10	87,62	100,37
EPS 5	92,75	7,55	85,97	99,52
EPS 6	91,41	8,09	84,15	98,67

Tabelle 12 Erholungspulssummen der Einzelminuten
Mittelwerte, Standardabweichung, Konfidenzbereich

Gruppe A. Sitzende Belastung

Bedingung 3 n = 26.

	Mittelwert $\bar{x}$	Stand.+Abw. $\bar{s}$ s	Konfidenzbereich (p=0,01)	
EPS 1	130,69	14,94	122,52	138,86
EPS 2	108,23	15,24	99,89	116,56
EPS 3	99,96	12,76	92,98	106,93
EPS 4	95,69	11,05	89,64	101,73
EPS 5	94,50	10,30	88,86	100,13
EPS 6	93,07	10,79	87,17	98,97

Bedingung 4 n = 19

EPS 1	151,21	11,89	143,35	159,06
EPS 2	121,0	10,84	113,84	128,15
EPS 3	107,89	10,02	86,00	135,00
EPS 4	102,63	10,74	95,53	109,72
EPS 5	100,68	10,44	93,78	107,58
EPS 6	98,94	10,26	92,17	105,72

Tabelle 13 Mittelwerte, Standardabweichung und Konfidenzbereich der Erholungspulssummen (EPS_{1-3} u. EPS_{1-6}) für die Bedingungen (Bed.) 1-4

Gruppe B

	Bed. 1 (n=12)	Bed. 2 (n = 12)	Bed. 3 (n = 26)	Bed. 4 (n = 19)
$\bar{x}$ EPS 1-3	273,6	328,4	335,2	380,1
$\pm s$	27,7	31,1	43,67	29,0
Konfid.B. (p=0,01)	248,8 < 298,5	300,5 < 356,3	311,3 < 359,0	311,0 < 447,0

Gruppe A

	Bed. 1 (n=13)	Bed. 2 (n=20)	Bed. 3 (n=24)	Bed. 4 (n=23)
EPS_{1-3}	246,6	297,4	334,6	411,0
$\pm s$	39,3	33,3	44,78	33,3
Konfid.B. (p= 0,01)	213,3 < 279,9	276,1 < 318,8	309,0 < 360,3	391,5 < 430,5

Tabelle 14 Gruppe A

	Bed. 1 (n=12)	Bed. 2 (n=12)	Bed. 3 (n= 26)	Bed. 4 (n= 19)
$\bar{x}$ EPS 1-6	518,41	606,6	614,3	680,6
$\pm s$	53,9	52,52	65,5	51,4
Konfid.-B. (p=0,01)	470,0 < 566,8	559,5 < 653,7	578,5 < 650,1	646,7 < 714,6

Gruppe B

	Bed. 1 (n=13)	Bed. 2 (n =20)	Bed. 3 (n=24)	Bed. 4 (n=23)
$\bar{x}$ EPS 1-6	466,76	550,2	611,5	723,7
$\pm s$	75,46	65,2	77,6	63,5
Konfid.B.	402,8 < 530,7	508,5 < 591,9	567,0 < 655,9	686,3 < 760,9

Tabelle 15 Korrelationskoeffizienten für die Beziehungen zwischen dem Alter und anderen Daten in der gemischten Gruppe (aus A + B)

Beziehung Alter zu:	Bed. 1 (n = 25)	Bed. 2 (n = 32)	Bed. 3 (n = 50)	Bed. 4 (n=42)
EPS ₁₋₃	0,3829	<u>0,4100</u>	0,0108	<u>- 0,4390</u>
t _{0,5}	0,3904	0,4417	0,1971	- 0,2322
t _{0,63}	0,3666	<u>0,4012</u>	0,1664	<u>- 0,3529</u>
EPS ₁₋₆	0,3801	<u>0,4023</u>	0,0117	<u>- 0,3431</u>
Steilheit b ₁	0,2638	0,2778	<u>0,3362</u>	0,1227
EPS ₁₋₃ (netto)	0,2883	0,3244	-0,0668	<u>-0,5627</u>
EPS ₁₋₆ (netto)	0,2836	0,3153	-0,0818	<u>-0,5002</u>

Tabelle 16 zur Diskussion

Bedingung/Gruppe			Zeit nach Belastung in Sekunden		
			5-55	65-115	125-175
1	A	n= 12	b = -36	b =- 12	b =- 2,6
1	B	n= 13	b = -36	b =- 12	b =- 2
2	A	n= 12	b = -38	b =- 14	b =- 0,7
2	B	n= 20	b = -42	b =- 14	b =- 1,9
3	A	n= 26	b = -42	b =- 13	b =- 1,9
3	B	n= 24	b = -42	b =- 13	b =- 1,9
4	A	n= 19	b = -38	b =- 14	b =- 1,9
4	B	n= 23	b = -39	b =- 11	b =- 1,9

LITERATURVERZEICHNIS

- 1) ALDERMAN, R.B. Interindividual Differences in Heart Rate Response to Bicycle Ergometer Work.
Res. Quart. Amer. Assoc. Health and Physic.
Education 38 (1967), 323 - 329

- 2) ANDERSEN, K. LANGE Performance and Recovery Pulse Rate Studies in the Norwegian Army
Military Medicine 116 (1955), 32 - 36

- 3) ANDERSEN, K. LANGE Respiratory Recovery From Muscular Exercise of Short Duration. Acta Physiol. Scand.
Vol. 48 Suppl. 168 (1960)
71 - 82

- 4) ÅSTRAND, I The Physical Work Capacity of Workers 50 - 64 Years of Age.
Acta Physiol. Scand. 42 (1958)
73 - 86

- 5) ÅSTRAND, I Aerobic Capacity in Men and Women with Special Reference to Sex and Age.
Acta Physiol. Scand. 49, Suppl. 169 (1960) 1-92

- 6) ÅSTRAND, I Clinical and Physiological Studies of Manual Workers 50 - 64 Years Old at Rest and During Work.
Acta Medica Scand. Vol CLXII, fasc. II (1958) 155 - 164

- 7) BARMAN, J.,
F. CONSOLAZIO,
M. MAREIRA Relation between, pulmonary ventilation and oxygen consumption after exercise. Amer. Journ. Physiol. 138 (1942) 16 - 19

- 8) LE BLANC, J.A. Use of Heart Rate as an Index of
Work Output
Journ. Appl. Physiol. 10 (1957)
275 - 280

- 9) BORG, G.LINDER- Perceived Exertion and Pulse Rate
HOLM, H. During Graded Exercise in Various
Age Groups
Acta Medica Scand. Suppl. 472
(1967) 194 - 206.

- 10) BORG, G. Perceived Exertion as an Indicator
of Somatic Stress.
Scand. Journ. Rehab. Med. 2
(1970), 92 - 94

- 11) CARDUS, C. A Study of the Frequency of the
Heart in the Early
Phase of Recovery Following
Muscular Exercise
Proceed. 5 th IBM Medical Sympos.
Oct. 7 - 11
(Endicott 1963), 255 - 268

- 12) CARDUS, C. Recovery Time of Heart Frequency
SPENCER, W.A. in Healthy Men. Archives of
Physical Medicine and Rehabilitation
48, (1967) 71 - 77

- 13) CHRISTENSEN, Beiträge zur Physiologie schwerer
E. HOHWÜ. körperlicher Arbeit. 4. Mitteilung:
Die Pulsfrequenz während und un-
mittelbar nach schwerer körperlicher
Arbeit.
Arbeitsphysiologie 4,(1931) 453 - 469

- 14) DAVIES, CTM Heart rate during transition from
E.A. HARRIS rest to exercise in relation to
exercise tolerance
Journ. Appl. Physiol. 19, (1964)
857 - 862

- 15) DAVIES, C.T.M.
NEILSON, J.M.M. The Heart Rate During
Recovery From Exercise in Man.
Proceed. of the Physiol. Society
Dundee 1964
Journ. Appl. Physiol. 19, o.S.
- 15 a) DOST, J. Grundlagen der Pharmakokinetik
Stuttgart 1968, 74 - 79
- 16) DRANSFELD, B.,
MELLEROWICZ, H. Untersuchungen über das Verhalten
der Herzschlagfrequenz während
und nach körperlichen Leistungen.
Internat. Zschr. angew. Physiol.
einschl. Arbeitsphysiol. 16
(1957) 464 - 471
- 17) ELSNER, ROBERT W.,
L.D. CARLSOM Postexercise Hyperaemia in
Trained and Untrained Subjects.
Journ. Applied Physiology 17
(1962) 436 - 440
- 18) GUPTA, K.K.
Rao, V.N.,
BAL KRISHAN Value of Recovery Pulse As An
Index Of Physical Fitness.
In. Journ. Med. Res. 48 (1960)
613 - 617.
- 19) HELLSTRÖM, R.
HOLMGREN, A. On the Repeatability of Submaximal
Work Tests and the Influence of
Body Position on the Heart Rate
During Exercise at Submaximal
Work Loads.
Scand. Journ. Clin. and Laborat.
Investi. 18 (1966) 479 - 485
- 20) HERTLE, F.H.
H. ABEL, H. HEIDL Abhängigkeit der Arbeitsfrequenz
und der Frequenzsteigerung bei
einer submaximalen Ergometerbe-
lastung von Alter und Gewicht.
Intern. Zschr. angew. Physiol.
einschl. Arbeitsphysiol. 24
(1967) 320 - 332

- 20 a) HERTLE, F.H. Die Altersabhängigkeit einiger kardiopulmonaler Funktionsgrößen. Habilitationsschrift, Mainz 1969
- 21) HERXHEIMER, H. Heart Rate Recovery From Severe Exercise. Journ. Applied Physiol. 1 (1948) 279 - 284
- 22) HILL, A.V., C.N.H. LONG, H. LUPTON Muskular Exercise, Lactic Acid and the Supply and Utilisation of Oxygen Journ. Physiol. 57 (1923) 155 - 176
- 23) JOHNSON, R.E., L. BROUHA, R., C.DARLING A Test of Physical Fitness For Strenuous Exertion. Revue Canadienne de Biologie 1 (1942) 491 - 503
- 24) KARRASCH, K. UND E.A. MÜLLER Das Verhalten der Pulsfrequenz in der Erholungsperiode nach körperlicher Arbeit. Arbeitsphysiologie 14 (1951) 369 - 382
- 25) KNEHR, C.A., D.B. DILL. W. NEUFELD Training and its Effects on Man at Rest and Work. Amer Journ. Physiol. 136 (1942)
- 26) KOFF A., MC LEAN, F. LYNCH Classification of Patients by Means of Maximal Trendmill Exercise Angiology 21 (1970) 24 - 34
- 27) KERNER, P.J. Reflexes of Active Muscle Control Blood Pressure and Heart Frequency. Austral. Journ. Experim. Biol. and Medic. Sciences 30 (1952) 385 - 388

- 28) LAMB, J.F. Oscillations of Heart Rate after Exercise in Man. Journal of Physiology 168 (1963) 15 - 56
- 29) LEWIS, T;
T.T. COTTON,
DL RAPPORT Special Report for the Undical Reserch Counsil Committee, Series 8 (1917) 26 - 34, London
- 30) LINDHARD, J. Circulation after Cessation of Work Journ. Physiol. (London) 57 (1923) 17 - 30
- 31) LUKIN, LARISSA Oxygen Deficit and Repayment in Exercise. Internat. Zschr. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 19 (1962) 45 - 49
- 32) LYTHGOE, R.J.
PEREIRA, J.R. Muscular Exercise, Lactic Acid and the Supply and Utilisation of Oxygen. Part IX. Pulse Rate and Oxygen Intake During the Early Stages of Recovery from Severe Exercise. Proc. Roy. Soc., Ser.B 98 (1925) 468 - 479
- 33) MARGARIA, R.,
A. TAGLIETTI,
E. AGOSTONI,
G. MILIĆ-EMILI Cinetica del ritorno ai valori di riposo della frequenza cardiaca e della ventilazione polmonare dopo lavoro muscolare Atti Accad. naz. Lincei 20 (1956) 739 - 743
- 34) MATHEWS D, E.FOX,
D. TANZI Physiological Responses During Exercise and Recovery in a Football Uniform Journ. Appl. Physiol. 26 (1965) 611 - 615

- 35) MAXFIELD, M,
L. BROUKA,
P. SMITH
Discrepancy between Heart Rate and
Oxygen Consumption During Work
in the Warmth
Journ. Appl. Physiol. 18, (1963)
1095 - 1098
- 36) MAXFIELD, MARY,
LUCIEN BROUHA
Validity of Heart Rate as an
Indicator of Cardiac Strain
Journ. Appl. Physiol. 18 (1963)
1099 - 1104
- 37) MECHELKE, KURT
Die Störungen der nervalen Regu-
lation des Kreislaufs.
Verhandl. dtsh. Gesellschaft
Kreislaufforsch. 25 (19) 187-201
- 38) MECHELKE, K.,
NUSSER E.
Über Blutdruck- und Pulsfrequenz-
änderungen während und nach
Arbeit bei Personen mit stabiler
und labiler Blutdruckregelung
Dtsch. Arch. Klin. Med. 202
(1955) 599 - 633
- 39) MILLAHN, H.P.
Über Beziehungen zwischen Ruhe-
kreislaufwerten und körperlicher
Leistungsfähigkeit.
Internat. Zschr. angew. Physiol.
einschl. Arbeitsphysiol. 21 (1965)
- 40) MILLAHN, H.P.
SOLLMANN, H.
Das Verhalten von Schlagvolumen
und Pulsfrequenz nach dosierter
körperlicher Belastung.
Int. Zschr. angew. Physiol.
einschl. Arbeitsphysiol. 19
(1962) 142 - 148.
- 41) MILLAHN, H.P.
H. HELKE
Über Beziehungen zwischen der
Herzfrequenz während der Arbeits-
leistung und in der Erholungs-
phase in Abhängigkeit von Leistung
und Erholungsdauer. Zugleich
eine Betrachtung zum Verhalten
der Herzfrequenz in der Erholungs-
phase.
Internat. Zschr. angew. Physiol.
einschl. Arbeitsphysiol. 26
(1968) 245 - 257

- 42) MILIĆ-EMILI, G. Heart Rate and Ventilation During Recovery from Heavy Exercise in Trained and Untrained Individuals. Internat. Zschr. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 17 (1959) 455 - 458
- 43) MÜLLER, E.A. Ein Leistungs-Puls-Index als Maß der Leistungsfähigkeit. Arbeitsphysiol. 14 (1950) 271 - 284
- 44) MÜLLER, E.A. Regulation der Pulsfrequenz in der Erholungsphase nach ermüdender Muskelarbeit. Internat. Zschr. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 16 (1955) 35 - 44
- 45) MÜLLER, E.A. The Physiological Basis of Rest Pauses in Heavy Work. Quarterly Journ. Experim. Physiol. 38 (1963) 205 - 215
- 46) MÜLLER, E.A. und KARRASCH, K. Der Einfluß der Pausenanordnung auf die Ermüdung bei Schwerarbeit. Zschr. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 16 (1954) 45 - 51
- 47) SCHOLER, H.
GH. GERMANO
R. GOOD,
J.P. POCHON Versuch einer kreislaufmechanischen und metabolischen Prüfung der Leistungsfähigkeit. Helv. Med. Acta Suppl. 49 (1969) 201- 202
- 48) SHEPARD, R.J. The Relative Merits of the Various Tests in the Assessment of Fitness. Internat. Zschr. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 23 (1966) 219 - 320
- 49) SHEPARD, R. J. On the Timing of Post-Exercise Pulse-Readings. Journ. Sports Medicine 6 (1966) 23 - 26

- 50) SHEPARD, R. J. The Prediction of Maximum Oxygen Intake from Post-Exercise Pulse-Readings Internat. Zschr. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 24 (1967) 31 - 38.
- 51) SIEBER, W. Die Abhängigkeit der Erholungspulssummen und der Erholungsdauer von der Pulsfrequenz bei einstündigen Arbeitsversuchen. Internat. Zschr. angew. Physiol. 30 (1971) 65 - 72
- 52) SIMONSON, E. Zur Physiologie der Übung Pflüger's Archiv 215 (1927) 716 - 742
- 52 a) SIMONSON, E. Zur Physiologie der Übung
O. RIESSER Pflüger's Archiv 215 1927
743 - 751
- 53) STEGEMANN, J. Beitrag zur Steuerung der Pulsfrequenz durch den Muskel-Stoffwechsel bei experimentell gedrosselter Durchblutung. Verhandl. d. Dtsch. Gesellsch. Kreislaufforschg. 25 (1959) 181 - 185
- 54) STEGEMANN, J. UND TH.KENNER. A Theory on Heart Rate Control by Muscular Metabolic Receptors Arch. Kreislaufforschg. 64 (1971) 185 - 214
- 55 a) STEGEMANN, J. Zum Mechanismus der Pulsfrequenzeinstellung durch den Stoffwechsel.
1. Der Einfluß des Stoffwechsels in einer vom Kreislauf isolierten Muskelgruppe auf das Verhalten der Pulsfrequenz. Pflügers Archiv 276 (1963) 481 - 492

- 55 b) STEGEMANN, J. 3. Das Stoffwechsel-Kreis-
laufsystem unter dem Gesichts-
punkt des biologischen Regel-
kreises.
Pflügers Archiv 276 (1963)
500 - 510
- 55 c) STEGEMANN, J. 4. Zur Frage der Lokalisation
der stoffwechselempfindlichen
Muskelrezeptoren.
Pflügers Archiv 276 (1963)
511 - 524
- 56) STEGEMANN, J. Arbeitsphysiologie in:
W. Keidel (Herausg.) Kurzge-
faßtes Lehrbuch der Physiologie
Stuttgart 1967
- 57) TAYLOR, C. Some Properties of Maximal
and Submaximal Exercise with
Reference to Physical Variation
and the Measurement of Exer-
cise Tolerance.
Amer Journ. Physiol. 142 (1944)
200 - 212

Herrn Prof.Dr.med.P.Schölmerich habe ich zu danken für die Gewährung der Arbeitsmöglichkeit im Lungenfunktionslabor der II. Medizinischen Klinik.

Frau Doris Müller, Diplommathematikerin am Institut für Medizinische Dokumentation und Statistik danke ich für die Beratung und umfangreiche Hilfe durch die statistische Bearbeitung des anfallenden Datenmaterials.

Herrn Prof.Dr.med.Hertle, der mir das Thema überließ und mir in jeder Phase der Arbeit durch Rat, Diskussionsbereitschaft und praktische Hilfe freundlich zur Seite stand, schulde ich besonderen Dank.

Lebenslauf

Am 9.11.1941 wurde ich, Walter Dmoch, als Sohn des Arztes Dr.med.Günter-Erich Dmoch und seiner Ehefrau Irmgard, Zahnärztin, geb. Hurdelbrink, in Köln geboren.

Die Volksschule besuchte ich von 1947-1951 in Hundsangen im Westerwald, anschließend die Gymnasien Limburg und Usingen und legte am 4.3.1963 die Reifeprüfung ab.

Anschließend studierte ich Medizin an den Universitäten Bonn, Frankfurt und Mainz. Am 19.12.1965 heiratete ich die Medizinstudentin Gisela Hoffmann; wir haben 2 Kinder.

Im Sommersemester 1970 bestand ich die ärztliche Prüfung an der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz.

Die Medizinalassistentenzeit leistete ich in der I. Medizinischen Klinik sowie in der Chirurgischen Klinik der Universität Mainz ab. Im September 1971 erhielt ich die Approbation als Arzt.

Vom 1.10.1971-31.12.1972 leistete ich meine Wehrdienstzeit im Sanitätszentrum der Bundeswehr im Standort Bonn sowie an der Luftlandeschule der Bundeswehr in Schongau ab.

Seit April 1972 befinde ich mich in der Ausbildung zum Psychoanalytiker am Institut für Psychotherapie und Psychoanalyse im Rheinland zu Köln. Vom 1.1.1973 bis 31.3.1976 arbeitete ich als Assistenzarzt im Rhein.Landeskrankenhaus Bonn mit dem Ziel der Weiterbildung zum Facharzt für Psychiatrie und Neurologie.

Seit dem 1.4.1976 bin ich als wissenschaftlicher Angestellter an der Psychosomatischen Abteilung der Universitäts-Frauenklinik in Düsseldorf tätig.

